

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Influência do Tratamento Laser na Biomecânica da
Cavidade Pélvica Feminina**

Liliana Sofia Gomes Vilaça

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Renato Manuel Natal Jorge

Coorientador: Doutora Maria Elisabete Teixeira da Silva

Junho de 2018

A Dissertação intitulada

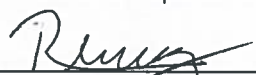
“Influência do Tratamento Laser na Biomecânica da Cavidade Pélvica Feminina”

foi aprovada em provas realizadas em 05-07-2018

o júri

Presidente


Prof. Doutor Joaquim Gabriel Magalhães Mendes
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP - U.Porto


Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge
Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica - FEUP - U. Porto


Doutor Luís Silva Monteiro
Investigador da Cooperativa de Ensino Superior Politécnico e Universitário - CESPU

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - Liliana Sofia Gomes Vilaça

Resumo

As disfunções do pavimento pélvico são um problema de saúde comum nas mulheres, que tem o potencial de afetar a sua qualidade de vida em vários domínios. Estas disfunções são causadas por distúrbios nos ligamentos, fáscias e músculos.

O rejuvenescimento vaginal a laser mostra ser uma alternativa segura e fiável para o tratamento das disfunções pélvicas, nomeadamente da incontinência urinária de esforço (IUE) e da atrofia vulvo-vaginal (AVV). O problema deste tipo de tratamento reside nos locais exatos da sua atuação, uma vez que estes não são completamente conhecidos, nem há qualquer existência de um estudo biomecânico nesta área. Assim, este trabalho tem como objetivo compreender o efeito do laser no tecido vaginal e até que ponto essa alteração pode influenciar a elasticidade dos órgãos pélvicos. Para este efeito, foram utilizadas três formas diferentes de modelar a atuação do laser intravaginal nos tecidos pélvicos. Para ocorrer esta modelação foi necessário determinar valores de fluxo de calor máximo para quatro intervalos de tempo distintos (15, 30, 60 e 180 segundos). O fluxo de calor será aplicado no interior do canal vaginal com o objetivo de mostrar a distribuição de temperaturas. É de salientar, que todas estas simulações tiveram sempre em consideração que a temperatura de 332.15 K (59 °C) não tenha sido ultrapassada, caso contrário ocorreriam danos nos tecidos pélvicos. O primeiro método utilizado é um procedimento correspondente à aplicação do fluxo de calor ao longo de cinco porções circunferenciais do canal vaginal, sem ocorrer sobreposição das mesmas. O segundo método é muito idêntico ao método anterior, contudo nesta abordagem ocorre sobreposição das porções vaginais. O terceiro método é uma metodologia correspondente à imposição do fluxo de calor ao longo de cinco porções anteriores do canal vaginal.

Os resultados obtidos mostram que a variável tempo é a principal responsável pela variação do fluxo de calor máximo. Basicamente, à medida que o tempo aumenta, o fluxo de calor máximo diminui. Também foi verificado que o fator tempo é diretamente proporcional às regiões afetadas e à temperatura máxima nas estruturas pélvicas.

Apesar do segundo método apresentar os melhores resultados ao nível da validação, não é possível concluir qual o melhor método a utilizar em todas as situações. Esta escolha não pode ocorrer, uma vez que existem inúmeras disfunções pélvicas com gravidade e sintomas específicos. Contudo, o primeiro e o segundo método demonstraram ser os mais adequados para reduzir os sintomas da in-

continência fecal (IF) e do prolapso de órgãos pélvicos (POP) - retocelo, uma vez que foram os únicos métodos onde o reto foi atingido. O primeiro e o terceiro método demonstraram resultados promissores para a redução dos sintomas da IUE, uma vez que apresentam uma temperatura mais alta nas estruturas pélvicas (vagina, bexiga, *levator ani*, uretra e fáscia), o que poderá influenciar a regeneração de colagénio e elastina.

Desta forma, é possível concluir que este estudo é de extrema importância, uma vez que futuramente poderá contribuir para o desenvolvimento de um laser que atue na região pélvica de forma mais precisa e eficaz, evitando os efeitos nefastos do procedimento tentativa-erro que é feito atualmente.

Palavras-chave: Cavidade pélvica feminina, disfunções pélvicas, laser, rejuvenescimento vaginal, simulação térmica

Abstract

Pelvic floor dysfunctions are a common health problem in women, which has the potential to affect their quality of life in various domains. These dysfunctions are caused by disturbances in the ligaments, fascias and muscles.

Laser vaginal rejuvenation proves to be a safe and reliable alternative for the treatment of pelvic dysfunctions, namely the stress urinary incontinence (SUI) and vulvovaginal atrophy (VVA). The problem of this type of treatment lies in the exact locations of its performance, since these are not completely known, nor is there any existence of a biomechanical study in this area. Thus, this work aims to understand the effect of laser on vaginal tissue and to what extent this alteration can influence the elasticity of the pelvic organs. For this purpose, three different ways of modeling the performance of the intravaginal laser in the pelvic tissues were used. For this modeling, it was necessary to determine maximum heat flux values for four distinct time intervals (15, 30, 60 and 180 seconds). The heat flux will be applied inside the vaginal canal in order to show the distribution of temperatures. It should be noted that all these simulations have always taken into account that the temperature of 332.15 K (59 °C) has not been exceeded, otherwise damage would occur in the pelvic tissues.

The first method used is a procedure corresponding to the application of the heat flux along five circumferential portions of the vaginal canal, without overlapping of them. The second method is very similar to the previous method, however in this approach overlap of the vaginal portions occurs. The third method is a methodology corresponding to the imposition of heat flux over five anterior portions of the vaginal canal.

The results obtained show that the time variable is the main one responsible for the variation of the maximum heat flux. Basically, as time increases, the maximum heat flux decreases. Additionally, it was verified that the time factor is directly proportional to the affected regions and the maximum temperature in the pelvic structures.

Although the second method shows the best results at the validation level, it's not possible to conclude the best method to use in all situations. This choice can not occur since there are numerous pelvic dysfunctions with severity and specific symptoms. However, the first and second method proved to be the most suitable for reducing the symptoms of fecal incontinence (FI) and pelvic or-

gan prolapse (POP) - rectocele, since they were the only methods where the rectum was reached. The first and third method have shown promising results for reduction of SUI symptoms, since they present a higher temperature in the pelvic structures (vagina, bladder, levator ani, urethra and fascia), which may influence the regeneration of collagen and elastin.

In this way, it's possible to conclude that this study is extremely important, since in the future it may contribute to the development of a laser that acts in the pelvic region more precisely and effectively, avoiding the adverse effects of the trial-error procedure that is currently done.

Keywords: *Female pelvic cavity, pelvic dysfunctions, laser, vaginal rejuvenation, thermal simulation*

Agradecimentos

De uma forma geral, quero agradecer a toda a gente que esteve presente nesta etapa tão importante do meu percurso académico. Obrigada a cada um, pelo apoio e por todas as palavras encorajadoras.

De uma forma especial:

Quero agradecer ao meu orientador Professor Doutor Renato Natal e à minha coorientadora, Doutora Elisabete Silva, pelo tempo disponibilizado e por todo o apoio durante o trabalho realizado.

Agradeço ao meu namorado, João Abreu, por estar sempre presente e ser o meu suporte em todos os momentos.

Por fim, agradeço às pessoas mais importantes da minha vida, os meus pais, por terem sempre acreditado em mim. Esta dissertação é principalmente dedicada a eles como forma de gratidão por tudo o que fizeram e continuam a fazer por mim.

Índice

1	Introdução	1
1.1	Motivação.....	2
1.2	Objetivos	2
1.3	Plano de trabalho.....	2
1.4	Organização da dissertação	3
1.5	Revisão bibliográfica.....	3
2	Anatomia da pelve feminina	7
2.1	Introdução à pelve	7
2.2	Cintura pélvica	7
2.3	Cavidade pélvica	9
2.4	Órgãos pélvicos	9
2.4.1	Órgãos urinários	9
2.4.2	Órgãos genitais internos	11
2.4.3	Reto.....	12
2.5	Pavimento pélvico e estruturas de suporte	13
2.5.1	Músculos do pavimento pélvico	13
2.5.1.1	Diafragma pélvico	13
2.5.1.2	Membrana perineal.....	14
2.5.1.3	Corpo perineal	14
2.5.2	Tecidos conjuntivos.....	16
2.5.2.1	Fáscia endopélvica.....	16
2.5.2.2	Ligamentos pélvicos	16
2.6	Disfunções do pavimento pélvico	16
2.6.1	Incontinência urinária	17
2.6.2	Prolapso dos órgãos pélvicos.....	17
2.6.3	Atrofia vulvovaginal.....	19
2.6.4	Incontinência fecal.....	19

2.7 Tratamentos para as disfunções do pavimento pélvico	19
2.7.1 Tratamentos conservativos	19
2.7.2 Tratamentos cirúrgicos	20
2.7.3 Laser	21
3 Simulação térmica	23
3.1 Introdução e modos de propagação de calor	23
3.2 Modelo matemático de Pennes.....	25
3.3 Interação fototérmica: efeitos do calor	25
3.4 Propriedades térmicas dos tecidos pélvicos	26
3.5 Método dos Elementos Finitos	28
3.5.1 Introdução e contextualização histórica.....	28
3.5.2 Simulação numérica.....	28
3.5.3 Equação diferencial da condução de calor: condições iniciais e de fronteira.....	30
3.5.4 Equação de condução de calor: discretização do tempo.....	32
3.5.5 Processo iterativo para problemas não lineares	33
4 Análise térmica da cavidade pélvica	35
4.1 Validação do fluxo de calor nos tecidos pélvicos	35
4.2 Modelo tridimensional da cavidade pélvica feminina.....	40
4.2.1 Propriedades dos materiais para a cavidade pélvica.....	42
4.2.2 Interações.....	42
4.3 Resultados numéricos da pelve	43
4.3.1 1º Método – Imposição do fluxo de calor em porções circunferenciais	43
4.3.2 2º Método – Imposição do fluxo de calor ao longo de todo o canal vaginal	52
4.3.3 3º Método – Imposição do fluxo de calor em porções anteriores.....	62
4.3.4 Simulação com imposição do mesmo fluxo de calor	72
4.4 Discussão de resultados.....	74
5 Conclusão	77
5.1 Trabalhos futuros.....	78
Anexos	79
Anexo A: Variação do fluxo de calor máximo com vários fatores	79
Simulações.....	79
1ª Simulação: Comprimento da camada vaginal	79
2ª Simulação: Altura da camada vaginal	80
3ª Simulação: Largura da camada vaginal.....	81
4ª Simulação: Condutividade térmica das estruturas adjacentes à camada vaginal.....	81
Referências	83

Lista de figuras

Figura 1.1 – Gráfico de Gantt.....	3
Figura 2.1 – Cintura pélvica ou pelve óssea em vista anterior (adaptado de [25])	8
Figura 2.2 – Sacro em vista anterior (adaptado de [25])	8
Figura 2.3 – Víscera urogenital (adaptado de [21]).....	11
Figura 2.4 – Víscera genital feminina (adaptado de [21]).....	13
Figura 2.5 – Diafragma do pavimento pélvico visto de baixo (adaptado de [21])	15
Figura 2.6 – Pavimento pélvico (adaptado de [25])	15
Figura 2.7 – Imagens em posição de litotomia e IRM sagital referente ao prolapso da parede vaginal: (a) cistocelo, (b) enterocelo e (c) retocelo. Os códigos de cores são relativos a várias estruturas: púrpura - bexiga, laranja - vagina, castanho - cólon e reto e verde - peritoneu (adaptado de [24])	18
Figura 2.8 – Representação esquemática da implantação de um <i>sling</i> (A) e de um esfíncter anal artificial (B) (adaptado de [54]).	21
Figura 2.9 – Exemplos de manípulos laser. A – Peça de mão fracionada (PS03); B - Peça de mão integral (R11); C – Sonda laser (adaptado de [16]).....	22
Figura 3.1 – Modos de transferência de calor: (A) condução, (B) convecção e (C) radiação.....	24
Figura 3.2 – Esquema do processo de discretização de um domínio em subdomínios (adaptado de [25]).....	29
Figura 3.3 – Representação da metodologia do MEF (adaptado de [25]).....	30
Figura 3.4 – Domínio de um problema com as várias condições de fronteira térmicas (adaptado de [64]).....	31
Figura 3.5 – Variação linear da temperatura ao longo do intervalo de tempo (adaptado de [64])...	32
Figura 4.1 – Modelo 2D: A – Abordagem transvaginal; B – Abordagem transuretral. Os códigos de cores são referentes aos três tecidos utilizados no modelo: vermelho – vagina; verde – fáscia endopélvica; cinzento - uretra	36
Figura 4.2 – Modelo 2D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para valores de fluxo de calor máximo no estado estacionário. NT11 – Temperatura nodal.....	37

Figura 4.3 – Modelo 2D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para valores de fluxo de calor máximo no estado transiente (após 15 segundos). NT11 – Temperatura nodal	37
Figura 4.4 – Modelo 2D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para um fluxo de calor de 7.9 mW.mm^{-2} no estado transiente (após 15 segundos). NT11 – Temperatura nodal	38
Figura 4.5 – Modelo 3D: A – Abordagem transvaginal; B – Abordagem transuretral. Os códigos de cores são referentes aos três tecidos utilizados no modelo: vermelho – vagina; verde – fáscia endopélvica; cinzento - uretra	38
Figura 4.6 – Modelo 3D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para valores de fluxo de calor máximo no estado estacionário. NT11 – Temperatura nodal	39
Figura 4.7 – Modelo 3D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para valores de fluxo de calor máximo no estado transiente (após 15 segundos). NT11 – Temperatura nodal.....	39
Figura 4.8 – Modelo 3D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para um fluxo de calor de 7.8 mW.mm^{-2} no estado transiente (após 15 segundos). NT11 – Temperatura nodal.....	40
Figura 4.9 – Modelo computacional 3D da cavidade pélvica feminina. R – Reto; Ut – Útero; V – Vagina; B – Bexiga; Ure – Uretra; ATFP – <i>Arcus tendineous fasciae pelvis</i> ; Fas – Fáscia endopélvica; LC – Ligamentos cardinais; LU – Ligamentos uterosacrais; LA – <i>Levator ani</i> ; LPU – Ligamentos pubouretrais (porções vaginais e uretrais); LLR – Ligamentos laterais do reto..	41
Figura 4.10 – Fluxo de calor máximo aplicado ao longo das várias porções circunferenciais do canal vaginal.....	43
Figura 4.11 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na primeira porção do canal vaginal.....	44
Figura 4.12 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na segunda porção do canal vaginal	45
Figura 4.13 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na terceira porção do canal vaginal	45
Figura 4.14 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na quarta porção do canal vaginal	46
Figura 4.15 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na quinta porção do canal vaginal	46
Figura 4.16 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira porção do canal vaginal	47
Figura 4.17 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira porção do canal vaginal	48

Figura 4.18 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – segunda porção do canal vaginal.....	48
Figura 4.19 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – segunda porção do canal vaginal.....	49
Figura 4.20 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – terceira porção do canal vaginal.....	49
Figura 4.21 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – terceira porção do canal vaginal.....	50
Figura 4.22 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – quarta porção do canal vaginal.....	50
Figura 4.23 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – quarta porção do canal vaginal.....	51
Figura 4.24 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – quinta porção do canal vaginal.....	51
Figura 4.25 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – quinta porção do canal vaginal.....	52
Figura 4.26 – Fluxo de calor máximo aplicado ao longo de todo o canal vaginal.....	53
Figura 4.27 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira porção do canal vaginal	54
Figura 4.28 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira e segunda porção do canal vaginal.....	54
Figura 4.29 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira, segunda e terceira porção do canal vaginal	55
Figura 4.30 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira, segunda, terceira e quarta porção do canal vaginal.....	55
Figura 4.31 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto ao longo de todo o canal vaginal.....	56
Figura 4.32 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira porção do canal vaginal	57
Figura 4.33 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira porção do canal vaginal	57
Figura 4.34 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira e segunda porção do canal vaginal.....	58
Figura 4.35 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira e segunda porção do canal vaginal.....	58
Figura 4.36 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira, segunda e terceira porção do canal vaginal.....	59

Figura 4.37 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira, segunda e terceira porção do canal vaginal.....	59
Figura 4.38 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira, segunda, terceira e quarta porção do canal vaginal.....	60
Figura 4.39 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira, segunda, terceira e quarta porção do canal vaginal.....	61
Figura 4.40 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – ao longo de todo o canal vaginal	62
Figura 4.41 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – ao longo de todo o canal vaginal..	62
Figura 4.42 – Fluxo de calor máximo aplicado ao longo das várias porções anteriores do canal vaginal.	63
Figura 4.43 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira porção do canal vaginal	64
Figura 4.44 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na segunda porção do canal vaginal.....	64
Figura 4.45 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na terceira porção do canal vaginal..	65
Figura 4.46 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na quarta porção do canal vaginal.....	65
Figura 4.47 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na quinta porção do canal vaginal.....	66
Figura 4.48 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira porção do canal vaginal	67
Figura 4.49 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira porção do canal vaginal	67
Figura 4.50 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – segunda porção do canal vaginal.....	68
Figura 4.51 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – segunda porção do canal vaginal.....	68
Figura 4.52 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – terceira porção do canal vaginal.	69
Figura 4.53 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – terceira porção do canal vaginal.....	69
Figura 4.54 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – quarta porção do canal vaginal.	70
Figura 4.55 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – quarta porção do canal vaginal.	70

Figura 4.56 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – quinta porção do canal vaginal.....	71
Figura 4.57 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – quinta porção do canal vaginal.....	71
Figura 4.58 – Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com um fluxo constante aplicado na terceira porção do canal vaginal	72
Figura 4.59 – Evolução da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos).....	73
Figura 4.60 – Evolução da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos).....	74
Figura A.1 – Distribuição de temperatura (K) para um comprimento de 5 mm (A) e 25 mm (B). NT11 – Temperatura nodal	86
Figura A.2 – Distribuição de temperatura (K) para uma altura de 2.7 mm (A) e 3.3 mm (B). NT11 – Temperatura nodal	86
Figura A.3 – Distribuição de temperatura (K) para uma largura de 9.4 mm (A) e 10 mm (B). NT11 – Temperatura nodal	87
Figura A.4 – Distribuição de temperatura (K) para uma condutividade térmica na fáscia de 0.47 mW.mm ⁻¹ .K ⁻¹ (A) e 1.5 mW.mm ⁻¹ .K ⁻¹ (B). NT11 – Temperatura nodal.....	88

Lista de tabelas

Tabela 3.1 – Efeitos térmicos da luz laser para diferentes temperaturas (adaptado de [68])	26
Tabela 3.2 – Propriedades térmicas de tecidos pélvicos humanos	27
Tabela 4.1 – Espessura e propriedades térmicas associadas aos diferentes tecidos (adaptado de [68]).	35
Tabela 4.2 – Modelo 2D - Fluxo de calor máximo para a abordagem transvaginal e transuretral no estado estacionário	36
Tabela 4.3 – Modelo 2D – Fluxo de calor máximo para a abordagem transvaginal e transuretral no estado transiente (após 15 segundos).	36
Tabela 4.4 – Modelo 3D - Fluxo de calor máximo para a abordagem transvaginal e transuretral no estado estacionário	39
Tabela 4.5 – Modelo 3D - Fluxo de calor máximo para a abordagem transvaginal e transuretral no estado transiente (após 15 segundos).	39
Tabela 4.6 – Número de elementos e nós e o tipo de elementos referente a cada estrutura da cavidade pélvica	41
Tabela 4.7 – Propriedades térmicas referentes às várias estruturas da cavidade pélvica	42
Tabela 4.8 – 1º Método: Valores de fluxo máximo em todas as porções do canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos).	44
Tabela 4.9 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira porção do canal vaginal	47
Tabela 4.10 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – segunda porção do canal vaginal.....	48
Tabela 4.11 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – terceira porção do canal vaginal.....	49
Tabela 4.12 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – quarta porção do canal vaginal.....	50
Tabela 4.13 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – quinta porção do canal vaginal.....	51

Tabela 4.14 – 2º Método: Valores de fluxo máximo ao longo de todo o canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos).	53
Tabela 4.15 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira porção do canal vaginal	56
Tabela 4.16 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira e segunda porção do canal vaginal	57
Tabela 4.17 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira, segunda e terceira porção do canal vaginal.....	58
Tabela 4.18 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira, segunda, terceira e quarta porção do canal vaginal.	60
Tabela 4.19 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – ao longo de todo o canal vaginal.....	61
Tabela 4.20 – 3º Método: Valores de fluxo máximo em todas as porções do canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos).	63
Tabela 4.21 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira porção do canal vaginal	66
Tabela 4.22 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – segunda porção do canal vaginal.....	67
Tabela 4.23 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – terceira porção do canal vaginal.....	68
Tabela 4.24 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – quarta porção do canal vaginal.....	69
Tabela 4.25 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – quinta porção do canal vaginal.....	71
Tabela 4.26 – Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) para um fluxo constante – terceira porção do canal vaginal.....	73
Tabela A.1 – Fluxo de calor máximo para um comprimento de 5 mm e 25 mm	85
Tabela A.2 – Fluxo de calor máximo para uma altura de 2.7 mm e 3.3 mm.....	86
Tabela A.3 – Fluxo de calor máximo para uma largura de 9.4 mm e 10 mm	87
Tabela A.4 – Fluxo de calor máximo para uma condutividade térmica na fáscia de 0.47 mW.mm ⁻¹ .K ⁻¹ e 1.5 mW.mm ⁻¹ .K ⁻¹	87

Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos

Lista de abreviaturas e acrónimos

2D	Bidimensional
3D	Tridimensional
AIUG	Associação Internacional de Uroginecologia
ATFP	<i>Arcus tendineous fasciae pelvis</i>
AVV	Atrofia vulvovaginal
ICS	<i>International Continence Society</i>
IF	Incontinência fecal
IFP	Incontinência fecal passiva
IFU	Incontinência fecal de urgência
IU	Incontinência urinária
IUE	Incontinência urinária de esforço
IUM	Incontinência urinária mista
IUU	Incontinência urinária de urgência
Laser	<i>Light amplification by stimulated emission of radiation</i>
MEF	Método dos Elementos Finitos
MDF	Método das diferenças finitas
MPP	Músculos do pavimento pélvico
PIA	Pressão intra-abdominal
POP	Prolapso de órgãos pélvicos
RF	Radiofrequência
RM	Ressonância magnética
TMPP	Terapia muscular do pavimento pélvico
TOL	Tolerância exigida

Lista de símbolos

$\ $	Norma euclidiana
A	Área superficial
h_c	Coefficiente de transferência de calor por convecção
ρ	Densidade do tecido
ρ_c	Densidade do sangue
ω	Taxa de perfusão sanguínea
c	Calor específico do tecido
c_{bl}	Calor específico do sangue
k	Condutividade térmica do tecido
Q	Quantidade de calor
M	Massa de uma substância
V	Volume de uma substância
Q_{met}	Geração de calor metabólico
T_a	Temperatura do sangue arterial
T_∞	Temperatura do fluido ou ambiente
σ	Constante de proporcionalidade ou de Stefan-Boltzmann
T_1	Temperatura da superfície
T_2	Temperatura da superfície ‘vizinha’
ε	Emissividade
q	Taxa metabólica
Q_{con}	Fluxo de calor na condução
Q_{conv}	Fluxo de calor na convecção
Q_{rad}	Fluxo de calor na radiação
q_n	Condições de fronteira naturais
q_c	Condições de fronteira convectivas
q_r	Condições de fronteira radiativas
q_{rc}	Condições de fronteira em que ocorre simultaneamente a convecção e a radiação

Capítulo 1

Introdução

As disfunções do pavimento pélvico feminino, nomeadamente o prolapso de órgãos pélvicos (POP), a atrofia vulvovaginal (AVV), a incontinência fecal (IF) e a incontinência urinária (IU) [1] constituem um importante problema de saúde pública, quer por a sua elevada prevalência quer por o elevado impacto que causam na qualidade de vida dos pacientes. Estas disfunções podem resultar de propriedades mecânicas inadequadas nas estruturas de suporte, decorrente de uma diminuição do colagénio e elastina e de uma degradação estrutural [2].

Ao longo do tempo foram disponibilizadas e exploradas técnicas não-cirúrgicas e cirúrgicas para a correção das disfunções pélvicas. Apesar de se verificar que as técnicas cirúrgicas possuem uma maior eficácia em relação às não-cirúrgicas, efeitos colaterais e complicações nos procedimentos operatórios continuam a ocorrer [3]. Assim, nos últimos anos, tem existido uma grande procura de uma opção terapêutica não-invasiva, segura e a longo prazo, que possa efetivamente tratar as camadas mais profundas da mucosa vaginal, além do epitélio [4]. Para tal, os procedimentos cirúrgicos e não-cirúrgicos foram suplementados com novos sistemas baseados em energia como é o caso da terapia fototermal a laser [3], [5].

O laser (*light amplification by stimulated emission of radiation*) [6] é considerado uma das mais importantes tecnologias desenvolvidas pela humanidade, devido à sua variedade de aplicações, principalmente na área médica. Neste ramo são bastante utilizados os lasers de radiofrequência (RF) [7], CO₂, e Er:YAG, uma vez que estes são uma ferramenta útil na cirurgia de órgãos vascularizados como o fígado, a mucosa oral e o tecido ginecológico [8]. Estudos recentes têm demonstrado que a utilização deste tipo de lasers promove a remodelação tópica do tecido conjuntivo e a produção de colagénio e elastina. Uma vez, que estes componentes são importantes para as estruturas de suporte do pavimento pélvico, este método não cirúrgico pode ser eficaz para o tratamento de distúrbios como a IU de esforço (IUE) e a AVV [3], [4].

Através da biomecânica é possível uma maior compreensão da função normal do tecido pélvico, do efeito da patologia e do impacto do tratamento numa variedade de sistemas corporais [1]. Embora haja muito a compreender sobre a biomecânica do pavimento pélvico, a falta de progresso até agora deve-se à falta de estudos experimentais *in vivo* neste campo, devido a questões éticas relativas à aquisição de tecido humano. Uma boa abordagem para reverter este problema é a utilização de modelos animais e modelos computacionais, utilizando o Método dos Elementos Finitos (MEF) [1], [9]. Através deste método é possível discretizar um determinado modelo geométrico em pequenos elementos finitos, descritos por equações diferenciais [10],

com a ajuda do *software ABAQUS*. Esta ferramenta possibilita então simular a elasticidade dos órgãos e dos músculos do pavimento pélvico (MPP), quando estes estão sujeitos a uma força mecânica.

1.1 – Motivação

A aplicação da radiação laser para efeitos de rejuvenescimento tem sido aplicada com relativo sucesso em inúmeras situações, nomeadamente no rejuvenescimento cutâneo. Recentemente têm sido publicados resultados positivos referentes à aplicação desta técnica a nível vaginal em mulheres com disfunções pélvicas. Contudo, estes resultados ainda são alvo de controvérsia, nomeadamente sobre a eficácia do método.

É sabido que o tratamento a laser atua ao nível do tecido vaginal e fásia, mas é possível que atue em outras estruturas, não se sabendo exatamente os locais dessa ocorrência, nem existindo qualquer estudo biomecânico nesta área. Assim, é necessário recorrer à simulação computacional para compreender o efeito do laser no tecido vaginal e até que ponto essa alteração pode influenciar a elasticidade dos órgãos pélvicos.

1.2 – Objetivos

O principal objetivo desta dissertação passa por compreender o efeito que o tratamento a laser tem no tecido vaginal, nos órgãos e estruturas de suporte de mulheres com disfunções pélvicas. Para o efeito utilizar-se-á um modelo tridimensional (3D) da cavidade pélvica da mulher obtido a partir do *software ABAQUS*, contendo os órgãos e estruturas de suporte mais importantes.

Para a obtenção de resultados, pretende-se proceder a estudos de simulação para avaliar a distribuição do fluxo de calor nos tecidos pélvicos, utilizando três métodos distintos. Estes três métodos são correspondentes a três formas possíveis de utilizar o laser intravaginal. Para cada método irão ser determinados valores de fluxo de calor máximo ao longo de quatro intervalos de tempo diferentes: 15, 30, 60 e 180 segundos. Adicionalmente serão analisadas as regiões afetadas pelo fluxo de calor e as temperaturas máximas em cada estrutura da cavidade pélvica. É de salientar que todas as simulações serão realizadas com o objetivo de que não ocorra danos nos tecidos pélvicos, ou seja, que a temperatura não seja superior a 332.15 K (59 °C).

1.3 – Plano de trabalho

Nesta secção é apresentada uma calendarização com a descrição das diferentes tarefas alusivas à presente dissertação.

De seguida são apresentadas as tarefas com a respetiva duração temporal referentes ao trabalho em estudo:

- **1ª Tarefa:** Revisão do estado de arte: 8 meses.

- **2ª Tarefa:** Avaliação do modelo biomecânico existente: 5 meses.
- **3ª Tarefa:** Obtenção de resultados pelo MEF: 2 meses.
- **4ª Tarefa:** Escrita do relatório/dissertação: 2 meses.

Esta representação encontra-se mais explícita através do Gráfico de Gantt, representado na Figura 1.1.

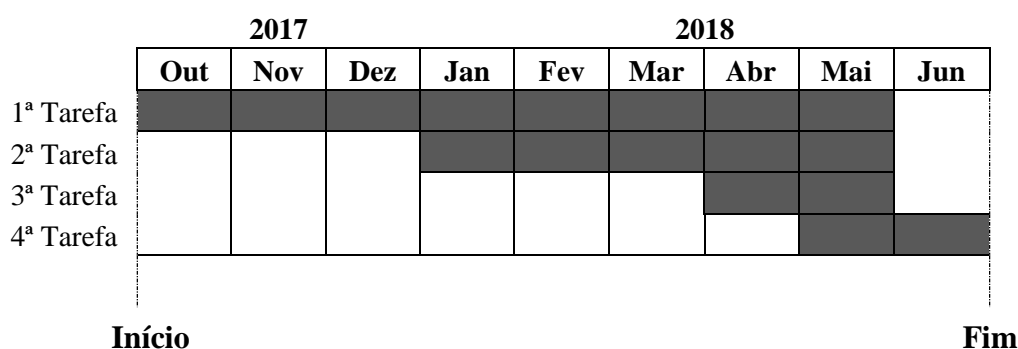


Figura 1.1: Gráfico de Gantt

1.4 – Organização da dissertação

Este documento está organizado em vários capítulos, onde o Capítulo 1 (*“Introdução”*) faz uma breve referência ao assunto e aos principais objetivos da dissertação. Ainda neste capítulo é apresentada uma revisão bibliográfica referente à utilização dos vários tipos de lasers no tratamento de disfunções pélvicas. No Capítulo 2 (*“Anatomia da pelve feminina”*) é feita uma descrição de toda a anatomia da pelve, incluindo os principais órgãos e estruturas de suporte. Ainda neste capítulo é feita uma descrição relativa às várias disfunções do pavimento pélvico e aos tratamentos existentes para as reverter ou atenuar. No Capítulo 3 (*“Simulação térmica”*) é apresentada uma descrição dos diferentes modos de propagação de calor, os efeitos desencadeados pelo calor e as propriedades térmicas dos tecidos. Este capítulo também aborda a formulação matemática térmica associada ao Método dos Elementos Finitos. No Capítulo 4 (*“Análise térmica da cavidade pélvica”*) é explicada como é feita a validação do fluxo de calor nos tecidos pélvicos. Ainda neste capítulo fez-se a avaliação térmica num modelo da cavidade pélvica, descrevendo a sua geometria, interações e propriedades térmicas utilizadas. Por fim, são apresentados os resultados referentes às simulações térmicas realizadas, precedidos de uma discussão. No Capítulo 5 (*“Conclusão”*) são demonstradas as principais conclusões referentes ao presente trabalho e possíveis desenvolvimentos a realizar.

1.5 – Revisão bibliográfica

Com o aumento da esperança média de vida da população em geral, as mulheres podem lamentar-se durante mais de um terço das suas vidas de sintomas de envelhecimento vaginal [4]. Estas dificuldades e desconfortos funcionais que resultam de uma deficiência na resistência de colagénio tornam a região genital feminina mais frouxa e relaxada, resultando em IUE, POP,

vaginite atrófica, diminuição da sensação durante o coito e insatisfação generalizada com a aparência da área. Para aumentar a qualidade de vida das mulheres, a revitalização e o fortalecimento da elasticidade da parede vaginal e a hidratação da parede da mucosa vaginal pode ser corrigida através da medicina e da cosmética [5].

Nos últimos anos, tem existido uma grande procura de uma opção terapêutica não-invasiva, segura e a longo prazo, para tratar as camadas mais profundas da mucosa vaginal e do epitélio [1]. Os procedimentos cirúrgicos e os tratamentos sistêmicos e tópicos foram suplementados com novos sistemas baseados em energia como é o caso da terapia fototermal a laser [3], [5].

Na última década, o uso do laser de CO₂ (10600 nm) tem sido bastante utilizado na medicina, especialmente em dermatologia e cirurgia plástica. Este laser consiste num raio infravermelho, que gera calor e vaporiza a água das células-alvo [4]. Em 2015, Perino et al. avaliaram a eficácia e a viabilidade do laser de CO₂ (MonaLisa Touch) no tratamento dos sintomas relacionados à atrofia vulvovaginal em mulheres pós-menopáusicas [4]. Nesta investigação, um total de 48 mulheres foram tratadas com o laser de CO₂ fracionado utilizando uma sonda vaginal. Todos os pacientes foram submetidos a um ciclo completo de três sessões de tratamento, espaçadas por um período de pelo menos 30 dias. Para a análise deste estudo, dois momentos relevantes foram considerados para a avaliação dos resultados: início do estudo (T₀) e 30 dias após a última aplicação do laser (T₁). Os dados indicaram uma melhoria significativa nos sintomas de AVV. De uma forma geral, 91.7% dos pacientes estavam satisfeitos ou muito satisfeitos com o procedimento e tiveram melhorias na sua qualidade de vida. Desta forma, conclui-se que o laser de CO₂ fracionado termoablativo pode ser uma opção segura, eficaz e viável para o tratamento dos sintomas de AVV em mulheres pós-menopáusicas. Adicionalmente, Zerbini et al. [11] e Salvatore et al. [12], [13] também desenvolveram um trabalho importante nesta área. Um dos estudos de Salvatore et al. [13] permitiu concluir através de amostras vaginais *ex vivo* que o uso do laser de CO₂ pode produzir uma remodelação tecidual sem causar danos ao tecido circundante.

Os lasers de radiofrequência emitem ondas eletromagnéticas focadas, produzindo calor ao atingir a impedância do tecido. Como a energia de RF não é absorvida pela melanina, o uso deste laser mostra ser seguro para todos os tipos de pele, sendo desta forma usado numa série de aplicações estéticas. Ao longo dos anos, vários dispositivos baseados em RF têm sido utilizados no rejuvenescimento do canal vaginal [5]. Millheiser et al. (2010) [14] e Sekiguchi et al. (2013) [15] realizaram estudos para avaliar a eficácia e a segurança da energia de RF no tratamento da flacidez do intróito vaginal. Estes investigadores concluíram que este procedimento apresentou resultados satisfatórios na segurança, função sexual e diminuição da flacidez vaginal [14], [15].

O ThermiVa é um dispositivo que utiliza energia de RF controlada para aquecer suavemente o tecido da mucosa vaginal. Este sistema possui uma peça de mão em forma de 'S' que contrai o tecido vulvovaginal externo e interno através da extremidade de um termistor, que também é usado para controlar o calor fornecido à pele. A monitorização da temperatura do tecido é feita através de uma sonda minimamente invasiva [5]. Em 2015, Alinsod avaliou a segurança e a eficácia deste dispositivo no rejuvenescimento vulvovaginal [7]. Neste estudo prospectivo, 23 indivíduos apresentavam flacidez vulvovaginal associada a disfunções orgásmicas, IUE e vaginite atrófica. Todos os pacientes foram tratados com o dispositivo ThermiVa durante 3 a 5 minutos. O objetivo desta prática clínica foi atingir o intervalo de temperatura de 40 a 45°C, durante o período de tempo estabelecido naqueles locais. Esta terapia consistiu em três sessões inferiores a 30 minutos durante um intervalo de aproximadamente 4 a 6 semanas. Em termos de resultados, todos os pacientes demonstraram um aperto imediatamente após o primeiro tratamento e uma

alteração significativa na flacidez vaginal após a segunda sessão. Também foi verificado uma melhoria na satisfação sexual e uma diminuição da IU. Todos estes resultados foram obtidos através de questionários realizados aos pacientes. Conclui-se ainda que este tipo de procedimento foi bem tolerado, seguro e efetivo.

Tal como o laser de CO₂, o laser de Er:YAG (2940 nm) demonstra ser um método seguro, preciso e eficiente para a restauração da pele, sendo utilizado no campo da cirurgia plástica e dermatologia. Este laser que emite um raio infravermelho tem vindo a ser recentemente aplicado aos tecidos para o tratamento de vários distúrbios, nomeadamente a IU [5]. Em 2012, Ivan et al. [6] avaliaram a eficácia e a segurança de um novo tratamento a laser nos estágios iniciais da IUE. Neste estudo, 39 pacientes que sofriam desta disfunção foram submetidos a um tratamento com um laser Er:YAG em modo fracionário não ablativo. Este procedimento denominado de IncontiLase™ consistiu em duas fases distintas. Inicialmente, a sonda laser é inserida na vagina como guia para o sistema de transmissão da radiação - peça de mão Er:YAG com um adaptador angular. A energia laser é aplicada ao longo da parede vaginal anterior em várias passagens longitudinais, depositadas sucessivamente ao longo do canal vaginal sem se sobrepor. Esta energia de aproximadamente 30J é fornecida para cada local de irradiação, gerando um efeito térmico no tecido da mucosa e na fáscia endopélvica da parede vaginal. A segunda fase do procedimento é realizada na área do vestíbulo e intróito, utilizando uma peça de mão laser fracionada de disparo direto. É de salientar que o tempo médio de tratamento foi de 25 minutos. Embora, este estudo tenha tido apenas um seguimento de 6 meses para um pequeno número de pacientes, resultados preliminares mostraram que a terapia IncontiLase™ oferece um tratamento eficaz para a IUE, e está associada a um alto nível de segurança e curto período de recuperação.

Em 2015, Ogrinc et al. [16] avaliou se o tratamento com o laser Er:YAG melhora os sintomas da IU em mulheres. Neste estudo, foram incluídas 175 pacientes diagnosticadas com IUE e incontinência urinária mista (IUM), tendo realizado cada uma 2 a 3 tratamentos. Apesar de Ogrinc et al. [16] utilizarem o mesmo laser que Ivan et al. [6] este procedimento consistiu em três fases, e não em duas. Na primeira fase, a peça de mão integral (R11) com um adaptador de 360° é utilizada para irradiar toda a circunferência do canal vaginal. Nesta etapa, cerca de 650J de energia são aplicados em toda a extensão da parede vaginal, causando encolhimento do colagénio no tecido da mucosa. Numa segunda fase, a peça de mão PS03 com um adaptador angular de 90° é usada para fornecer um feixe suave fracionado perpendicular à parede vaginal anterior. Nesta fase, 250J de energia são depositados na parede vaginal, causando uma contração adicional da mucosa da parede anterior e, consequentemente, a elevação da bexiga. Após a segunda fase, a sonda laser é removida do canal vaginal e a energia laser é transmitida na mucosa do vestíbulo e intróito, por irradiação direta com feixe suave fracionado. A última fase é realizada com a peça de mão fracionada (PS03) de disparo direto. Esta etapa é importante para fixar a uretra na posição anatómica correta e consolidar os ligamentos e o tecido conjuntivo ao redor da uretra. Também é utilizada para encolher o intróito do canal vaginal. Nesta terceira fase são transmitidos cerca de 100J à mucosa vaginal. Após o tratamento, 77% dos pacientes com diagnóstico de IUE apresentaram uma melhoria significativa, enquanto 34% das mulheres com IUM não exibiram IU após um ano. É de salientar que a idade não afetou os resultados e nenhum efeito adverso grave foi observado em nenhum dos grupos (IUE e IUM).

Mais recentemente, vários estudos têm tido como foco o tratamento com o laser Er:YAG em mulheres com IUE. Para além de Ivan et al. [6] e Ogrinc et al. [16], vários investigadores tiveram importância neste campo como é o caso de Tien et al. [17], Pardo et al. [3] e Blagjanje et al. [18]. Todos estes investigadores concluíram que o laser Er:YAG parece proporcionar um trata-

mento rápido, seguro e altamente bem sucedido para o tratamento da IUE, produzindo uma redução significativa nos sintomas da mesma [3], [6], [16]–[18].

Capítulo 2

Anatomia da pelve feminina

2.1 – Introdução à pelve

A compreensão da anatomia da pelve proporciona um alicerce para o conhecimento da função e suporte dos órgãos pélvicos [19]. Este conhecimento é importante, uma vez que permite um melhor discernimento das disfunções a nível deste sistema.

O termo pelve é utilizado para indicar uma variedade de estruturas, incluindo uma região, a cintura pélvica (pelve óssea) e a cavidade pélvica. Esta estrutura semelhante a uma bacia é formada pelo ílaco, ísquio e púbis juntamente com o sacro e o cóccix [20]. De uma forma comum, a pelve é definida como sendo a parte do tronco ínfero-posterior ao abdómen e a área de transição entre o tronco e os membros inferiores [21]. Anatomicamente, esta estrutura pode ser dividida em duas regiões principais, a região superior ou maior e a região inferior ou menor. Esta divisão é possível devido à existência de uma linha oblíqua imaginária que se estende desde o promontório sacral até ao aspeto superior da sínfise púbica [22].

A região superior da pelve está relacionada com as partes superiores dos ossos pélvicos, a vértebra lombar inferior e a cavidade abdominal [23] e contém o colón ascendente e descendente, o sigmóide, as bifurcações dos grandes vasos e a maior parte do intestino delgado [22]. A região inferior da pelve está situada abaixo da cavidade pélvica e encontra-se relacionada às partes inferiores dos ossos pélvicos, sacro e cóccix [22], [23]. Para além disto, a região inferior engloba órgãos como a bexiga, os ureteres pélvicos, o reto, os órgãos reprodutores e uma pequena parte do intestino delgado [22].

2.2 – Cintura pélvica

A cintura pélvica e os seus ligamentos associados têm como funções primordiais o suporte do peso do corpo através da coluna vertebral e a proteção das vísceras inferiores (tratos urinários e órgãos reprodutivos internos) dentro da cavidade pélvica. Adicionalmente a estas funções, esta estrutura permite também a passagem do feto durante o parto vaginal [20].

A cintura pélvica, estrutura bastante rígida e forte [21], é constituída por dois ossos ilíacos unidos (componentes apendiculares) anteriormente pela sínfise púbica e posteriormente pelo sacro e o cóccix (componente axial). Cada osso ilíaco referido anteriormente é formado por três

ossos separados, íleo, ísquio e púbis, ossos os quais se fundem durante a fase adulta [24]. A nível de localização, o **íleo** corresponde à porção superior do osso ilíaco, enquanto que o **ísquio** e o **púbis** correspondem à porção póstero-inferior e ântero-inferior, respetivamente [23] (Figura 2.1).

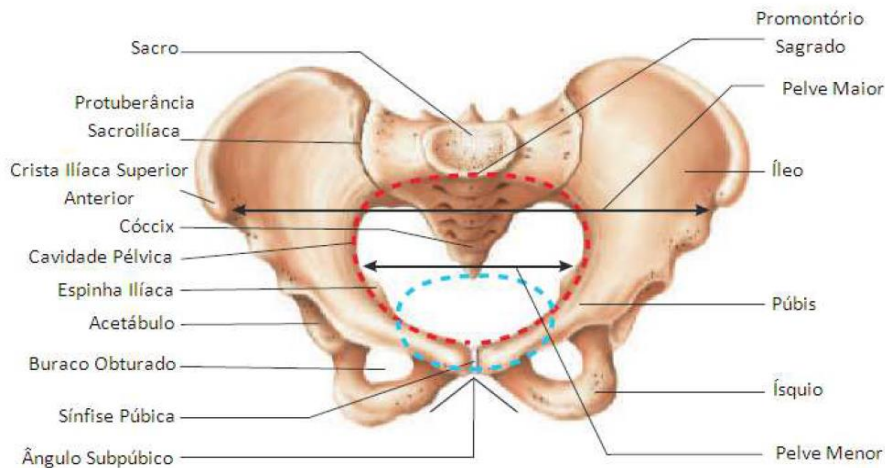


Figura 2.1 - Cintura pélvica ou pelve óssea em vista anterior (adaptado de [25]).

O **sacro** é um osso largo e de forma triangular, formado pela fusão das cinco vértebras sacrais. Apresenta na sua configuração um vértice apontado para baixo e uma curvatura para a obtenção de uma superfície anterior côncava e uma superfície posterior convexa. Adicionalmente possui duas grandes facetas em forma de L (uma em cada superfície lateral) e articula-se superiormente com a vértebra lombar e inferiormente com o cóccix [23], [25] (Figura 2.2).

O **cóccix** é um osso de forma triangular que se articula com a extremidade inferior do sacro e é formado pela fusão de três a quatro vértebras coccígeas. Este caracteriza-se pelo seu pequeno tamanho e ausência de arcos vertebrais, resultando assim na carência de um canal vertebral [23].



Figura 2.2 - Sacro em vista anterior (adaptado de [25]).

2.3 – Caverna pélvica

A caverna pélvica é um canal curvo que se encontra separado num componente anterior e posterior pelo ligamento largo orientado transversalmente, no centro do qual é o útero [23], [26]. A nível de organização estrutural, esta caverna encontra-se limitada posteriormente pelo cóccix e parte inferior do sacro e inferiormente pelo diafragma pélvico musculofascial, que é o limite entre a pelve e o peritoneu [21]. Lateralmente, esta caverna encontra-se delimitada pelos ossos ilíacos, já referidos anteriormente.

A caverna pélvica é uma estrutura anatómica que se encontra revestida por uma fina membrana serosa denominada de peritoneu pélvico. Esta membrana penetra sobre os aspetos superiores das vísceras pélvicas na linha média, formando bolsas entre as vísceras adjacentes e dobras e ligamentos entre as vísceras e paredes pélvicas. É de salientar, que nesta caverna o peritoneu é contínuo com o peritoneu da caverna abdominal [23]. Esta caverna contém órgãos urinários e reprodutivos, porção terminal do trato digestivo, nervos e vasos sanguíneos e linfáticos [20], [21]. Nas mulheres, a vagina penetra no pavimento pélvico e conecta-se com o útero na caverna pélvica [23].

2.4 – Órgãos pélvicos

As vísceras pélvicas incluem o sistema reprodutivo (vagina, útero, ovários e tubos uterinos), o sistema urinário (bexiga, ureteres e uretra), o reto e a parte distal do trato digestivo [22], [23] (Figuras 2.3 e 2.4). Embora o cólon sigmóide e as partes do intestino delgado se estendam para dentro da caverna pélvica, estas vísceras são consideradas abdominais em vez de pélvicas [21].

2.4.1 – Órgãos urinários

Os **ureteres** são tubos fibromusculares bilaterais de 22 a 30 cm de comprimento, que drenam a urina dos rins para a bexiga [27]. Estes originam-se na junção ureteropélvica por trás da artéria e veia renal e progridem inferiormente ao longo da porção anterior do músculo psoas até à borda pélvica [27], [28]. À medida que estas estruturas retroperitoneais [20] entram na caverna pélvica, elas voltam-se para medial e cruzam-se na frente da bifurcação da artéria ilíaca comum. Os ureteres perfuram a parede da bexiga obliquamente e terminam no lúmen da mesma como orifícios ureterais [27]. Nas mulheres, o ureter é atravessado anteriormente pela artéria uterina [28].

A nível histológico a parede deste canal consiste em três camadas ou tónicas designadas de camada mucosa, muscular e adventícia. A camada mucosa é a camada mais interna e consiste em epitélio de transição. A camada muscular ou média é constituída por fibras musculares lisas, dispostas no sentido longitudinal na camada mais interna e no sentido circular na camada mais externa. A camada externa do ureter é chamada de adventícia e é composta por tecido conjuntivo solto que cobre e protege as camadas subjacentes [20].

Ao longo do comprimento do ureter, existem três segmentos fisiologicamente estreitos: a junção ureteropélvica, a junção ureterovesical e os locais onde os ureteres atravessam os vasos ilíacos comuns. Estes locais são extremamente importantes, uma vez que cálculos ureterais ficam presos nestes sítios, causando obstrução [27].

A **bexiga** é um órgão sacular, distensível e oco que funciona como um reservatório temporário para a urina [20], [29]. A dimensão desta víscera predominantemente extraperitoneal varia de acordo com a quantidade de líquido que contém, sendo tetraédrica quando vazia e ovóide quando cheia [27], [30]. Quando vazia, a bexiga adulta encontra-se localizada na pelve menor, ocupando a parte anterior da mesma, atrás da sínfise púbica e dos ossos púbicos. À medida que esta estrutura distende ela ascende acima do nível da borda pélvica, ou seja, do abdômen [29].

A bexiga é dividida anatomicamente em base, ápice, superfície superior e superfície inferolateral (esquerda e direita) [23]. A base da bexiga, que repousa sobre a vagina, tem a forma de um triângulo invertido e recebe os ureteres posterolateralmente, enquanto que a uretra sai no ângulo inferior ou ápice [19], [20], [23], [30]. A superfície superior ou cúpula é coberta pelo peritôneu, que se prolonga posteriormente até ao istmo do útero, sobre o qual é refletida para formar a bolsa uterovesical [19], [30]. As superfícies inferolaterais são encaixadas entre os músculos do *levator ani* do diafragma pélvico e os músculos internos obturadores adjacentes acima da fixação deste mesmo diafragma [23]. A região que rodeia a abertura da uretra é conhecida como colo vesical [20].

A nível histológico, a parede desta estrutura consiste em quatro camadas ou túnica designadas de urotélio (mucosa), lâmina própria (submucosa), muscular própria e serosa [30]. O urotélio, camada mais interna, é composto de epitélio de transição, que se torna mais fino à medida que a bexiga se alonga e as células se esticam. A segunda camada da bexiga denominada de lâmina própria tem como função o suporte do urotélio [20]. A muscular própria ou detrusora consiste em três camadas de fibras musculares não estriadas [30]. A camada externa da bexiga denominada de serosa apenas aparece na superfície superior desta e é uma continuação do peritôneu parietal [20].

A **uretra** feminina é um tubo fibromuscular com cerca de 4 cm de comprimento e 6 mm de diâmetro, que transporta a urina da bexiga para o exterior do corpo [19], [20], [29]. Estende-se desde o colo vesical, mais especificamente do meato uretral interno, passando antero-inferiormente abaixo e atrás da sínfise púbica para terminar numa abertura externa do períneo, denominada de meato uretral externo (localizado entre o orifício vaginal e o clitóris) [20], [22], [23], [29].

A nível de suporte, a uretra é apoiada posteriormente pela parede vaginal e mantida em suspensão pelos ligamentos pubouretrais na região anterior do osso púbico. Lateralmente esta estrutura é conectada ao músculo pubovisceral através de uma camada da fáscia endopélvica. Este mecanismo de suspensão é uma forma de prevenir a abertura da uretra devido a uma onda de pressão intra-abdominal (PIA) [19]. A parede uretral possui internamente uma membrana mucosa constituída por células de transição no seu terço superior e um epitélio escamoso não-queratinizante nos restantes dois terços. A nível muscular a uretra é cercada por duas estruturas denominadas de esfíncteres, que têm como função o controlo da continência urinária. O esfíncter interno é composto por músculo liso involuntário, enquanto o esfíncter externo é composto por músculo estriado involuntário [19], [20].

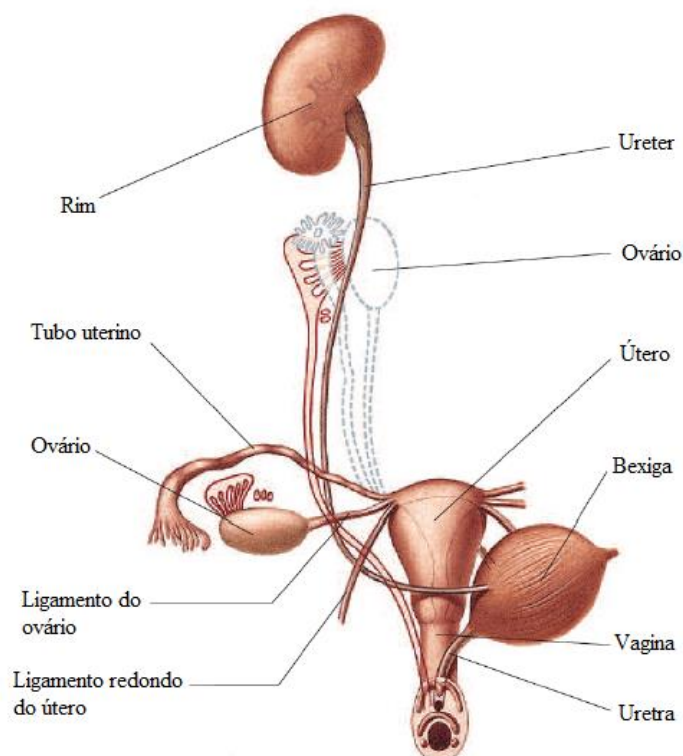


Figura 2.3 - Viscera urogenital (adaptado de [21]).

2.4.2 – Órgãos genitais internos

A **vagina** é um tubo fibromuscular distensível que mede cerca de 7 a 15 cm de comprimento e se estende inferiormente desde o colo útero até ao vestíbulo vaginal [20], [22], [23], [31]. Tem como funções a receção de sêmen durante uma relação sexual e a passagem de um recém-nascido e menstruações para o seu exterior [20]. Esta estrutura, que ocupa uma posição central na pelve feminina, detém a bexiga e a uretra posicionadas anteriormente, o reto e o canal anal posteriormente e o colo do útero cranialmente [19]. A vagina contém as aberturas das duas glândulas vestibulares maiores e o orifício uretral externo e vaginal, sendo este revestido parcialmente por uma dobra fina de membrana mucosa denominada de hímen [20], [21].

A nível histológico a parede vaginal consiste em três camadas ou túnica designadas de camada mucosa interna, camada muscular média e camada fibrosa externa. A mucosa interna é revestida por epitélio escamoso estratificado não-queratinizado que forma uma série de dobras transversais denominadas rugas vaginais [20]. Estas rugas permitem a distensibilidade da vagina e fornecem cristas de fricção durante a relação sexual. A muscular média é constituída por bandas longitudinais e circulares de músculo liso entrelaçadas com tecido conjuntivo distensível e uma extensa rede de vasos sanguíneos [20], [31]. A distensão desta camada é especialmente importante durante o parto. A fibrosa externa consiste em tecido conjuntivo denso regular entrelaçado com fibras elásticas [20]. Esta camada tem como funções o revestimento e o suporte estrutural da vagina e ainda a incorporação desta aos órgãos pélvicos circundantes [20], [31].

O **útero** é um órgão muscular liso oco e de paredes grossas com a forma de uma pêra invertida [20], [22]. Encontra-se localizado próximo ao pavimento da cavidade pélvica, anterior ao reto e póstero-superior à bexiga. Embora a forma e a posição deste órgão mude drasticamente durante a gravidez, no estado normal tem cerca de 7 cm de comprimento, 5 cm de largura e 2.5 cm de diâmetro. As duas maiores porções anatómicas do útero, corpo e colo, encontram-se separadas por um istmo estreito [32]. O corpo do útero é achatado e possui uma extremidade superior arredondada denominada de fundo do útero. O colo do útero é uma estrutura relativamente estreita e de forma cilíndrica com cerca de 2 a 3 cm de comprimento numa mulher não grávida [21], [32]. Este encontra-se dividido numa porção supravaginal e intravaginal devido à inserção da vagina na parte distal do colo do útero [19].

Histologicamente, a parede do útero é constituída por três camadas, o endométrio, o miométrio e o perimétrio. O endométrio é o revestimento interno da mucosa do útero e consiste em epitélio colunar simples, glândulas secretoras e vasos sanguíneos [20], [32]. Este estrato está ativamente envolvido no período menstrual, diferindo na sua estrutura em cada estágio do ciclo [21]. O miométrio é a camada média da parede uterina composta por células de músculo liso. Durante a gravidez esta camada torna-se mais distensível, ao contrário do que acontece no parto, no qual os músculos contraem em resposta à estimulação hormonal [32]. O perimétrio, camada serosa mais externa, é composto por peritoneu visceral fino suportado por uma estreita camada de tecido conjuntivo [20], [21].

2.4.3 – *Recto*

O **recto** é uma víscera que tem como função principal a acumulação e o armazenamento temporário das fezes [33]. Começa no fim do intestino grosso, imediatamente após o cólon sigmóide, e termina ao nível do *levator ani* [23], [33]. À medida que o intestino penetra no diafragma pélvico ocorre a transição entre o reto e o canal anal. É de salientar que este canal desempenha uma função importante a nível da continência [31], [33].

O reto além de apresentar a curva ventral detém uma sucessão de três curvas laterais e suas. Cada uma destas três curvas apresenta no seu interior uma dobra transversal denominada de válvula de Houston [34]. Esta válvula não contém todas as camadas da parede retal e não possui função fisiológica conhecida [33]. Histologicamente, a mucosa retal consiste em células colunares e mucosas que alinham o canal anal superior até à linha denteada. Sob esta linha, o epitélio anal é escamoso estratificado não-queratinizado [19].

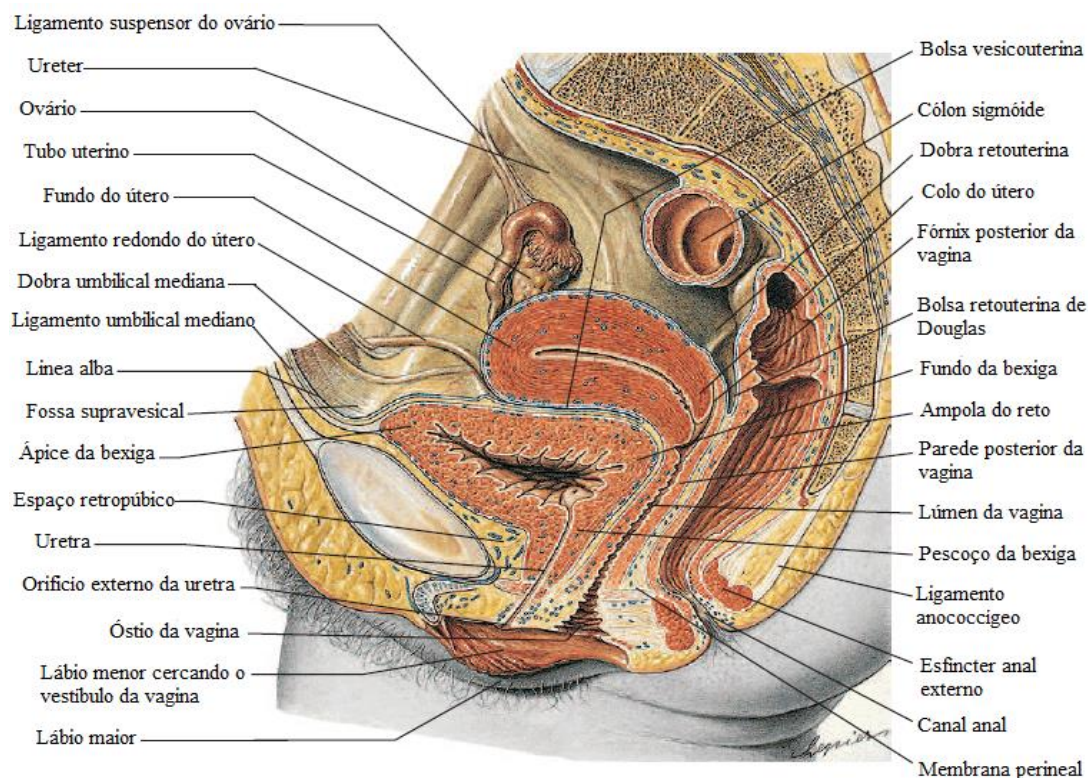


Figura 2.4 - Viscera genital feminina (adaptado de [21]).

2.5 – Pavimento pélvico e estruturas de suporte

O pavimento pélvico (Figuras 2.5 e 2.6) é uma estrutura mecânica complexa e tridimensional [35] que tem como função a manutenção da continência urinária e fecal e o suporte dos órgãos abdominais e pélvicos [31]. O sistema de suporte de órgãos pélvicos inclui a membrana e o corpo perineal, os ligamentos e o diafragma pélvico que é controlado pelo sistema nervoso central e periférico [26], [35], [36].

2.5.1 – Músculos do pavimento pélvico

2.5.1.1 – Diafragma pélvico

O **diafragma pélvico** compõe a camada intermédia de suporte do pavimento pélvico e consiste nos músculos coccígeos e *levator ani* e nas fáscias endopélvicas que cobrem os aspetos superior e inferior desses músculos [26], [37]. O componente estriado, referido como complexo *levator ani* [1] é um grupo muscular dinâmico com características fisiológicas únicas [38]. Este grupo vascular ou em forma de ampulheta [37] difere da maioria dos músculos esqueléticos, uma vez que (1) mantêm um tônus constante, exceto durante a defecação, micção e manobra de Valsalva; (2) têm a capacidade de se contrair rapidamente no momento de um *stress* agudo, como espirros ou tosse, para manter a continência; e (3) alonga-se consideravelmente durante o parto para permitir a passagem de um feto completo e, em seguida, contrai-se para retomar o seu funcionamento normal [38].

Com base na origem e inserção de cada componente muscular do *levator ani* este pode ser subdividido em três músculos, sendo estes o pubococcígeo, o puborretal e o iliococcígeo [26]. O **pubococcígeo** ou pubovisceral [26] conecta o osso púbico com o cóccix e é fundido com o seu duplicado ao longo do sulco médio [19]. Este é dividido nos músculos *pubovaginalis*, *puboanalis* e *puboperinealis*, de acordo com as fibras de ligação. O **puborretal** é a fração mais grossa, medial e estreita do músculo *levator ani* [21]. Consiste em fibras mediais e inferiores que surgem em cada lado do osso púbico e forma uma bainha em forma de U atrás da junção anorretal [26]. É considerado parte do complexo do esfíncter anal, o que significa que desempenha uma função na continência fecal [36]. O **iliococcígeo** é uma camada de músculo mais fino e corresponde à parte posterior do músculo *levator ani* [19], [36]. Origina-se lateralmente do arco tendinoso e das espinhas isquiais e anexa-se ao longo do sulco anococcígeo e do cóccix [26], [36].

O músculo **coccígeo** ou isquiococcígeo é uma parte relativamente menor e posterior do diafragma pélvico [19], [37]. Origina-se na espinha isquial e insere-se nas margens do cóccix e sacro inferior. Para além disto, detém tecido conjuntivo denso no seu aspeto superior e posterior, formando desta forma o ligamento sacro espinhoso [19].

2.5.1.2 – *Membrana perineal*

A **membrana perineal** (diafragma urogenital) é uma camada fascial espessa e triangular de tecido conjuntivo denso, que se encontra inferior ao diafragma pélvico [19], [23]. É constituída pelos músculos isquiocavernosos, bulbocavernosos e perineais transversais superficiais. Estes músculos encontram-se relacionados com os bulbos vestibulares e o clitóris e desempenham uma função na resposta sexual [31]. Para além disso, esta membrana está envolvida no suporte da região distal da vagina e da uretra através da fixação destas à pelve óssea [26].

2.5.1.3 – *Corpo perineal*

O **corpo perineal** ou o tendão perineal central é uma massa de tecido conjuntivo localizado entre a vagina e o ânus [26], [36]. É formado pela inserção da linha média de seis estruturas, sendo estas a membrana perineal, o músculo *levator ani*, os bulbocavernosos, o perineal transversal superficial, a parte distal do septo retovaginal e os músculos do esfíncter anal externo [26]. A convergência destas seis estruturas permite o fornecimento de suporte ao pavimento pélvico [36]. Para além disso, o corpo perineal contribui para apoiar a vagina e o reto [26].

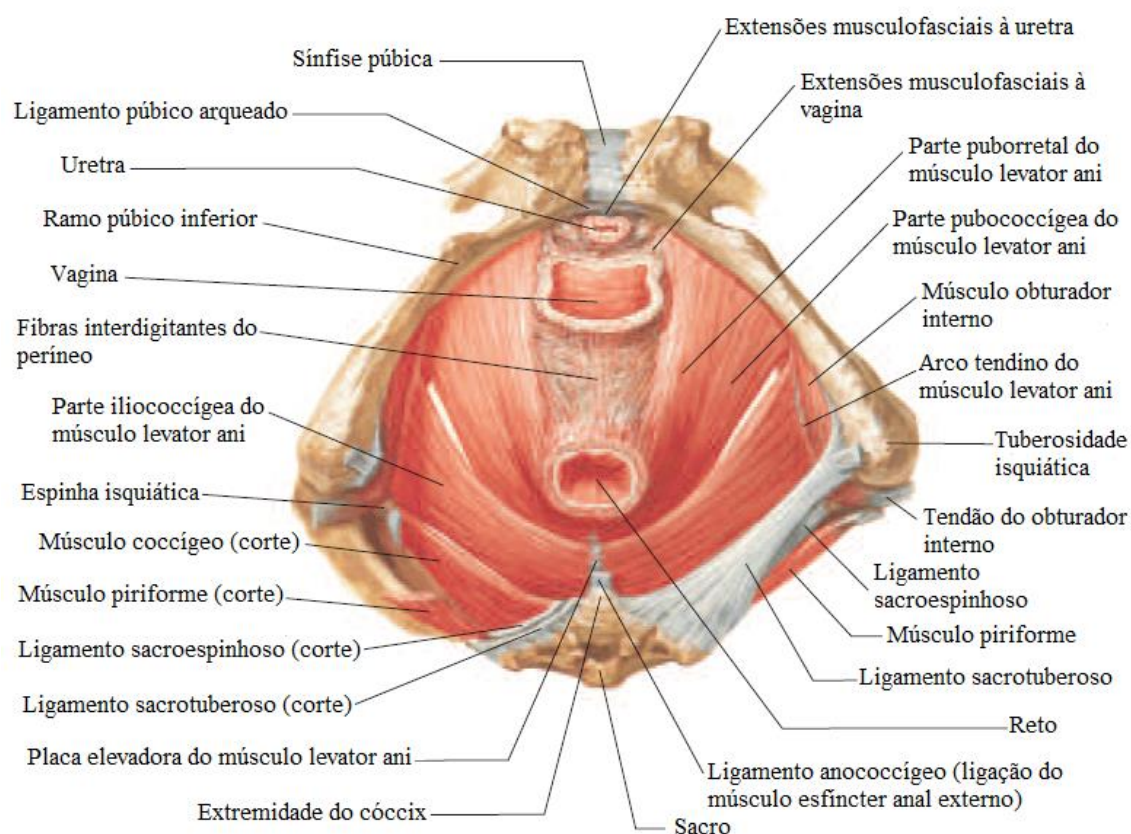


Figura 2.5 - Diafragma do pavimento pélvico visto de baixo (adaptado de [21]).

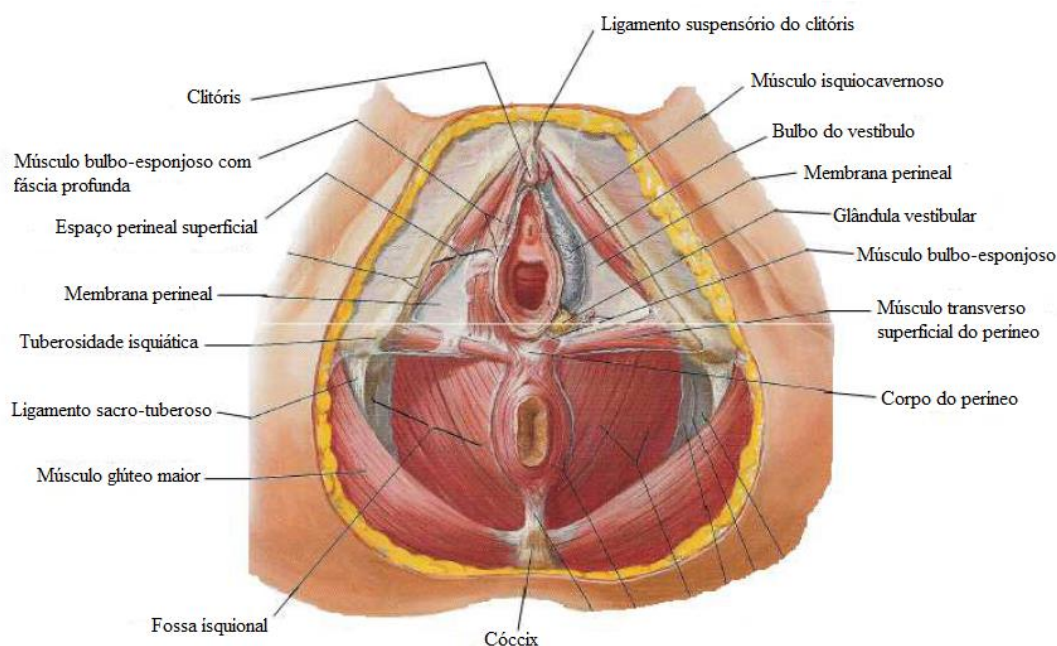


Figura 2.6 - Pavimento pélvico (adaptado de [25]).

2.5.2 – Tecidos conjuntivos

2.5.2.1 – Fáscia endopélvica

A **fáscia endopélvica** é um complexo retroperitoneal de tecido conjuntivo fibroso que representa a camada superior do pavimento pélvico [19]. É considerada uma fáscia visceral, uma vez que está em contacto com as vísceras pélvicas e é anatomicamente e histologicamente diferente da fáscia parietal, que reveste a maioria dos músculos estriados [24]. A sua composição consiste principalmente em fibrócitos e fibroblastos, células musculares lisas, fibras de elastina, colagénio (maioritariamente de tipo I e III), nervos e vasos sanguíneos. Tem como função primordial o fornecimento de suporte secundário aos órgãos pélvicos, uma vez que os anexa às paredes laterais pélvicas [19].

2.5.2.2 – Ligamentos pélvicos

Os **ligamentos pélvicos** constituídos por tecido conjuntivo denso contribuem significativamente no suporte da pelve óssea e dos órgãos pélvicos, ao contrário do que acontece nos ligamentos que detêm tecido muscular, tecido fibroso e estruturas de tecido areolar solto [24], [26]. Os ligamentos uterosacrais, cardinais, redondos e largos são quatro exemplos destas estruturas de suporte ligamentar.

O útero e o colo do útero são suportados pelo músculo *levator ani* e pelos ligamentos uterosacrais e cardinais [24]. Estes ligamentos resultam da condensação da fáscia endopélvica superiormente e anexam as paredes do colo do útero às paredes pélvicas [24], [37]. Os ligamentos uterosacrais são constituídos principalmente de tecido conjuntivo e músculo liso, enquanto que os cardinais são compostos apenas por bandas de tecido conjuntivo denso. A direção dos ligamentos uterosacrais é vertical e fornece uma suspensão do colo do útero e da vagina superior [19].

Os ligamentos redondos são constituídos por músculo liso e tecido fibroso e os ligamentos largos consistem em tecido areolar solto. Embora estes ligamentos conectem o útero e seus anexos às paredes pélvicas, eles não contribuem significativamente para o suporte desses órgãos [24], [26]. Os ligamentos redondos encontram-se ligados ao fundo anterior do útero, aos tubos uterinos e aos ligamentos útero-ovarianos posteriormente [19].

2.6 – Disfunções do pavimento pélvico

A disfunção do pavimento pélvico é um termo utilizado para descrever condições que comprometem o mecanismo de continência e o suporte dos órgãos pélvicos [2]. Estas disfunções podem resultar de propriedades mecânicas inadequadas nas estruturas de suporte, como é o caso dos músculos, ligamentos e fáscia pélvica. Nestas estruturas ocorre uma diminuição do colagénio e elastina e uma degradação estrutural, o que leva ao desencadeamento de anomalias [9]. Os transtornos do pavimento pélvico englobam um amplo espectro de condições clínicas inter-relacionadas, incluindo atrofia vulvovaginal, prolapso de órgãos pélvicos, disfunção miccional, defecatória e sexual, incontinência fecal e urinária [1].

De seguida, apenas irá ser feita uma breve descrição de quatro disfunções do pavimento pélvico, POP, IU, AVV e IF, uma vez que são as mais comuns e com maior taxa de prevalência.

É de salientar a importância de mencionar a incontinência urinária e a atrofia, uma vez que a terapia laser é muito utilizada no tratamento destes dois distúrbios, como foi referenciado anteriormente.

2.6.1 – *Incontinência urinária*

A incontinência urinária segundo a *International Continence Society* (ICS) e a Associação Internacional de Uroginecologia (AIUG) é definida como sendo o transtorno em que ocorre qualquer perda involuntária de urina [16]. Esta anomalia pélvica é a mais comum entre mulheres em envelhecimento [9], uma vez que apresenta uma taxa de prevalência superior a 40% [16] e um total de 135 mil cirurgias a cada ano nos Estados Unidos [1]. Somente neste país, durante a última década os custos diretos anuais associados à IU foram estimados em quase 20 bilhões de dólares [39]. A IU afeta todos os aspetos da vida quotidiana, incluindo físico, social, económico e psicológico, o que leva à diminuição da qualidade da vida das mulheres [16].

A fisiopatologia da IU é multifatorial, com vários fatores de risco associados [39]. A idade avançada, obesidade, gravidez, parto vaginal, raça, menopausa, tabaco, paridade e cirurgia ginecológica são considerados os principais fatores de risco para enfraquecer os músculos do pavimento pélvico e para promover o desenvolvimento desta disfunção [16], [39], [40].

Relativamente ao mecanismo fisiopatológico subjacente, a IU pode ser subdividida em três tipos principais: a incontinência urinária de urgência (IUU), a IUE e a IUM [39]. A IUU é definida como sendo a perda involuntária de urina associada a um desejo súbito e forte de anular. Esta condição específica pode estar associada a causas neurológicas, mas também a alterações da contração do músculo detrusor. A IUE é decretada pela ICS como uma perda de urina com uma pressão intra-abdominal elevada, nomeadamente, quando ocorre tosse, espirros ou durante a prática de exercício físico [19], [39]. Este distúrbio ocorre mais frequentemente em mulheres que apresentem níveis de colagénio reduzidos na parede vaginal anterior e na fáscia pubocervical [41]. A IUE surge quando as forças externas colocadas na bexiga, como a tosse, excedem a pressão de fecho da uretra [19], [39]. Por fim, a IUM é explicada como sendo a queixa de vazamento involuntário associado à IUU e IUE [39].

2.6.2 – *Prolapso dos órgãos pélvicos*

O POP é uma disfunção na qual um ou mais órgãos pélvicos descem da sua posição anatómica normal em direção à abertura vaginal [42], [43]. Na literatura atual, a prevalência do prolapso varia significativamente, dependendo da definição utilizada. Quando o POP é definido e classificado com base nos sintomas, a prevalência é de 3 a 6%. Em relação ao prolapso classificado com base no exame, a sua prevalência é de 41% a 50%. Esta diferença de valores ocorre devido ao facto desta disfunção ser em grande parte dos casos assintomática. É de salientar, que em 2050 é estimado que o número de mulheres que sofrem de POP sintomático nos Estados Unidos aumentará de 3.3 para 4.9 milhões, e no pior dos casos, para 9.2 milhões [44].

O POP feminino é um grave problema de saúde pública que tem associados inúmeros fatores de risco. A idade avançada, o parto vaginal, a cirurgia pélvica, a obesidade e a história genética são exemplos de causas para o desenvolvimento desta disfunção. Este tipo de fatores desencadeia uma perda de suporte entre o complexo *levator ani*, a vagina e o tecido conjuntivo, uma vez que ocorre uma diminuição e dilatação do colagénio [45].

O POP pode ser especificado de acordo com a estrutura pélvica que decai ou pelo grau de descida que apresenta. Em relação à estrutura que decai o POP pode ser subdividido em cinco tipos principais: (1) cistocelo - parte anterior da parede vaginal enfraquece, permitindo a herniação da bexiga, (2) enterocelo - condição desencadeada pelo enfraquecimento da parede vaginal posterior, permitindo a descida de uma porção do intestino delgado, (3) retocelo – prolapso da parede vaginal posterior produzido pela descida do reto, (4) prolapso da cúpula vaginal - herniação da cúpula vaginal causada pela perda de suporte ou enfraquecimento de uma ou várias estruturas, como é o caso dos ligamentos uterosacrais e fâscia endopélvica, e (5) prolapso uterino - herniação do útero causada pela perda do suporte dos ligamentos uterosacral e/ou cardinal [24], [46]. Em relação ao grau que o POP pode apresentar, este é subdividido em primeiro, segundo e terceiro. O primeiro é referente a uma descida de uma estrutura dentro da vagina, o segundo a uma descida ao nível do intróito e o terceiro a uma descida fora do intróito [46].

Alguns dos efeitos da descida de órgãos pélvicos podem ser observados na Figura 2.7.

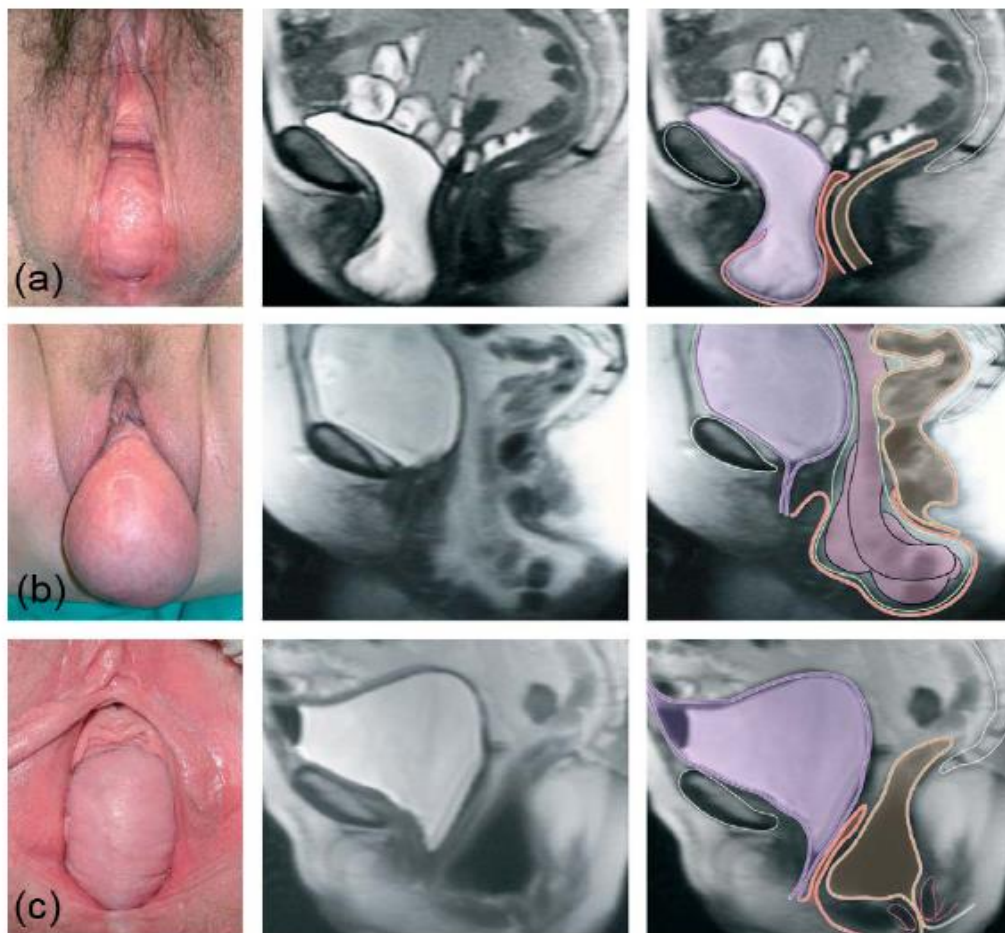


Figura 2.7 – Imagens em posição de litotomia e IRM sagital referente ao prolapso da parede vaginal: (a) cistocelo, (b) enterocelo e (c) retocelo. Os códigos de cores são relativos a várias estruturas: púrpura - bexiga, laranja - vagina, castanho - cólon e reto e verde - peritôneo (adaptado de [24]).

2.6.3 – *Atrofia vulvovaginal*

A AVV é uma condição médica comum associada à diminuição de estrogénios no tecido vaginal e vulvar. Esta disfunção crónica e progressiva pode ocorrer a qualquer momento do ciclo de vida de uma mulher, embora seja mais comum na pós-menopausa, sendo a taxa de prevalência próxima de 50% [47], [48]. Só nos Estados Unidos estima-se que cerca de 32 milhões de mulheres na pós-menopausa podem sofrer de sintomas associados à AVV, incluindo alterações no corrimento vaginal, dispareunia, mudanças no trato genital, secura e irritação vaginal [47], [49]. Estes sintomas afetam negativamente a qualidade de vida destas pacientes, tanto a nível sexual como físico e emocional [47].

Investigações clínicas demonstram que na AVV, a mucosa vulvovaginal encontra-se pálida e seca, ocorre desaparecimento de rugas vaginais e o colo do útero pode ficar nivelado com a parede da vagina. É de referir, que um pH vaginal igual ou superior a 4.6 apoia o diagnóstico desta disfunção [48].

2.6.4 – *Incontinência fecal*

A IF é definida como a perda involuntária de conteúdo retal (fezes, gases) através do canal anal [50]. Esta disfunção que afeta cerca de 2.2 a 25% das mulheres [51] pode advir de deficiências nos músculos esfinterianos, de anormalidades estruturais adquiridas e de problemas neurológicos, congénitos e funcionais [50]. A IF é uma condição clínica que leva ao constrangimento e ao isolamento social e prejudica as relações pessoais e familiares, reduzindo altamente a qualidade de vida destes pacientes [52].

Dependendo das circunstâncias apresentadas, a IF normalmente é classificada como incontinência fecal passiva (IFP), incontinência fecal de urgência (IFU) e infiltração fecal. A IFP é definida como sendo uma evacuação involuntária sem consciência. A IFU é uma evacuação que ocorre apesar das tentativas de reter o conteúdo. Por fim, a infiltração fecal é o vazamento de fezes com continência e evacuação grosseiramente normal [50].

2.7 – **Tratamentos para as disfunções do pavimento pélvico**

De forma a reverter ou pelo menos atenuar os sintomas causados pelas disfunções pélvicas, várias técnicas cirúrgicas e não-cirúrgicas tem sido utilizadas e desenvolvidas ao longo do tempo.

2.7.1 – *Tratamentos conservativos*

Embora exista uma infinidade de opções de tratamento, o tratamento conservador é a primeira opção a ser utilizada pela maioria dos pacientes. O uso deste tipo de tratamentos pode ser um método eficaz, bem tolerado e seguro para a atenuação das várias disfunções pélvicas existentes [53].

Estes tratamentos que não necessitam de nenhuma intervenção cirúrgica e que devem ser realizados antes de se proceder a uma cirurgia, são os seguintes:

- Educação dos pacientes para um melhor conhecimento das disfunções [54];
- Mudanças no estilo de vida: medidas de perda de peso, cessação do tabagismo e dieta alimentar [55];

- Tratamentos farmacológicos que atuam sobre os processos de controlo nervoso e contração muscular [54];
- Terapia muscular do pavimento pélvico (TMPP): este exercício tem como objetivo melhorar a coordenação e aumentar a força de contração [55].
- *Biofeedback* e estimulação elétrica: estas terapias promovem a contração dos músculos do pavimento pélvico, aumentando a sua força e resistência [56], [57].

2.7.2 – Tratamentos cirúrgicos

Quando os tratamentos conservativos falham é necessário recorrer a outras alternativas, ou seja, a tratamentos cirúrgicos [54], [55]. Existem mais de 200 tipos de procedimentos cirúrgicos para o tratamento das disfunções pélvicas. As técnicas mais invasivas envolvem maiores incisões e uma maior incidência de disfunções pós-cirúrgicas. É de referir, que ao longo da vida é estimado que a recorrência a uma cirurgia ginecológica por parte da população seja de cerca de 11% [54].

Para evitar as complicações após intervenção cirúrgica, existem várias técnicas minimamente invasivas que são bastante utilizadas:

- Implantes malha: Estes implantes são próteses sintéticas muito utilizadas para o tratamento do POP e para a prevenção da IU. Estas próteses permitem o suporte permanente dos tecidos pélvicos que se encontram enfraquecidos. Para ocorrer a sua fixação é necessário que haja encapsulamento de colagénio, em resposta a sinais imunológicos do organismo. No caso das próteses não-absorvíveis, as estruturas anatómicas formadas por colagénio vão ser continuamente renovadas pelo sistema imunológico, o que vai permitir a manutenção da qualidade dos tecidos novos [54].
- *Slings*: A colocação do *sling* é feita em torno da uretra, seguida de uma fixação à parede abdominal. Este tipo de procedimento vai permitir a elevação da uretra para a sua posição anatómica correta e a manutenção da pressão necessária para a retenção urinária. As complicações associadas a este tipo de intervenções são as infeções urinárias e as desordens intestinais [54].
- Esfíncteres artificiais: Quando a causa da IU ou da IF resulta de disfuncionalidades ao nível dos esfíncteres, pode-se recorrer à utilização de esfíncteres artificiais. Este tipo de dispositivos fornece uma pressão pré-determinada que mantém os esfíncteres fechados. A utilização deste procedimento cirúrgico demonstra ter uma eficácia superior a 70% e a principal causa de falha destes dispositivos advém de eventos infecciosos [54].

De seguida é apresentada uma figura referente à implantação de um *sling* (Figura 2.8 – A) e de um esfíncter anal artificial (Figura 2.8 – B).

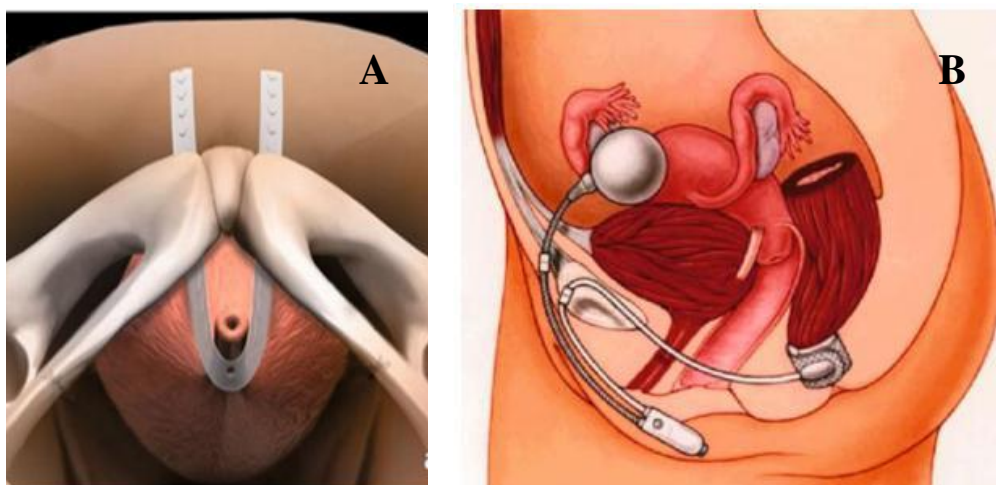


Figura 2.8 – Representação esquemática da implantação de um *sling* (A) e de um esfíncter anal artificial (B) (adaptado de [54]).

2.7.3 – Laser

Na literatura verifica-se que os procedimentos cirúrgicos e conservativos possuem resultados positivos, mas em contrapartida apresentam alguns inconvenientes. Segundo Tien et al. a combinação de exercícios não-cirúrgicos como o treino da bexiga e o TMPP são eficazes em apenas 50% dos pacientes com IUE, sendo assim necessário um outro tipo de tratamento [17]. Os procedimentos cirúrgicos como a colpossuspensão tradicional de Burch e os *slings* do colo vesical [16] são mais eficazes para a IUE do que as terapias não-cirúrgicas. No entanto, a incidência de efeitos colaterais adversos e complicações nos procedimentos cirúrgicos são relativamente altos [3], [16].

Nos últimos anos, tem existido uma grande procura de uma opção terapêutica não-invasiva, segura e a longo prazo, que possa efetivamente tratar as camadas mais profundas da mucosa vaginal, além do epitélio [1]. Para tal, os procedimentos cirúrgicos e os tratamentos sistêmicos e tópicos foram suplementados com novos sistemas baseados em energia como a estimulação elétrica, RF e a terapia fototermal a laser [5], [16].

A terapia a laser tem sido muito utilizada em complicações clínicas, nomeadamente na IUE e na AVV. Este tratamento baseia-se na remodelação do colagénio, componente este que fornece suporte vaginal às estruturas do pavimento pélvico. Mais especificamente, a terapia a laser resulta em aquecimento controlado das camadas mucosas subjacentes [58]. Desta forma, as fibras de colagénio tornam-se mais reduzidas ao longo do eixo longitudinal, resultando assim em remodelação e formação de colagénio [17], [58]. O tecido tratado pode tornar-se enriquecido com novo colagénio, tornando-o mais estreito e elástico dias depois [17]. A vantagem teórica desta técnica incide no facto de ser indolor, minimamente invasiva, rápida e geralmente necessitar no máximo de três aplicações [58].

A terapia a laser é uma opção de tratamento alternativo minimamente invasiva para a correção das disfunções pélvicas. Esta apresenta resultados positivos, juntamente com um perfil de segurança aceitável e um menor valor monetário em relação às técnicas convencionais. Adicionalmente, ainda são necessários estudos para determinar de forma específica o campo de atuação deste procedimento clínico, nomeadamente quais os tecidos afetados [59].

A Figura 2.9 é referente a um esquema do dispositivo laser Er:YAG composto por duas peças de mão (ponto cheio e fracionado), dois adaptadores (angulares e circulares) e uma sonda laser [16].

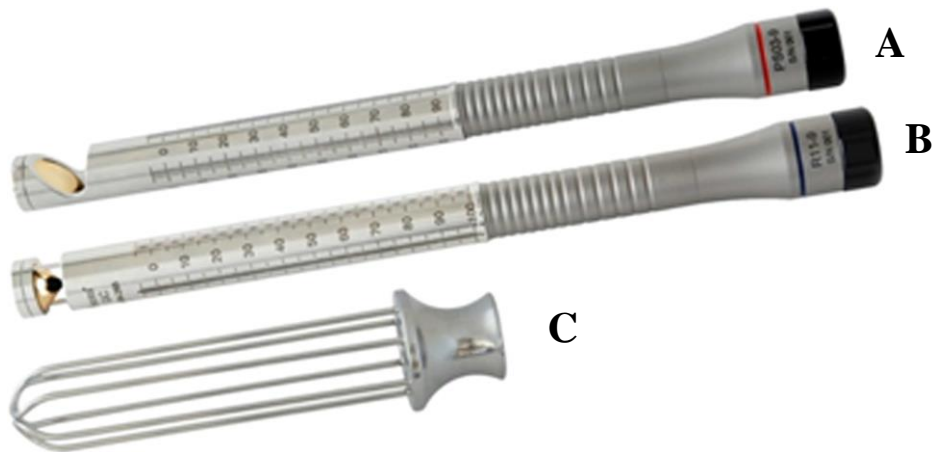


Figura 2.9 – Exemplos de manípulos laser. A – Peça de mão fracionada (PS03); B - Peça de mão integral (R11); C – Sonda laser (adaptado de [16]).

Capítulo 3

Simulação térmica

3.1 – Introdução e modos de propagação de calor

A bio-transferência de calor é o estudo do transporte da energia térmica nos sistemas vivos [60]. Este fenómeno ocorre quando duas estruturas biológicas estão a diferentes temperaturas, sendo que o calor é transferido da substância de maior temperatura para a substância de temperatura mais baixa [61]. A bio-transferência é um processo complexo, uma vez que envolve uma combinação de vários mecanismos como é o caso da condução, convecção, radiação, evaporação e mudança de fase [62], [63]. De seguida, apenas será feita uma abordagem à condução, convecção e radiação, uma vez que são as três formas de transferência de calor mais usuais.

A **condução** é a transferência de calor devido a um gradiente de temperatura através de um meio sólido ou em fluidos estacionários [61], [64], [65]. É o processo pela qual a energia térmica é transmitida através de uma substância devido ao movimento entre átomos e/ou moléculas vizinhas. Neste caso em específico, os metais são considerados bons condutores, ao contrário do que acontece com os gases. Assim, o ar que envolve uma pessoa fornece um meio de proteção contra a perda de calor através de condução [65].

A lei da condução ou lei de Fourier estabelece que o fluxo de calor por unidade de área é proporcional ao gradiente normal da temperatura (Eq. 3.1) [64].

$$Q_{con} = -k \frac{dT}{dx}, \quad (3.1)$$

em que $\frac{dT}{dx}$ traduz o gradiente de temperatura na direção do fluxo de calor e k representa a condutividade térmica da substância [64].

A **convecção** é a transmissão de calor através de um meio fluido, como o ar ou a água. Neste fenómeno um fluido é aquecido, o que vai permitir que as moléculas se movam mais rapidamente, aumentando assim o volume. A matéria dilatada, sendo menos densa, sofre um movimento de ascensão, ocupando assim o lugar da matéria que se encontra a uma temperatura inferior. A parte do fluido mais fria move-se para baixo, de forma a ocupar o lugar do fluido anteri-

ormente aquecido. As correntes de convecção resultantes do aquecimento são responsáveis pela manutenção do fluido em circulação [65].

O efeito global da convecção pode ser expresso através da lei de arrefecimento de Newton, como pode ser visualizado na Equação 3.2 [64]:

$$Q_{conv} = h_c A(T - T_{\infty}), \quad (3.2)$$

onde h_c representa o coeficiente de transferência de calor por convecção, A a área superficial, T a temperatura da superfície e T_{∞} a temperatura do fluido ou ambiente [64].

A **radiação** térmica é a emissão de energia eletromagnética num corpo num espectro de comprimentos de onda. A radiação emitida transporta energia para longe do corpo, o que faz com que este arrefeça. Se essa energia for absorvida por outro corpo, esse ficará mais quente. Desta forma, conclui-se que a radiação é uma transferência de calor entre corpos que não estão em contacto [65].

Quando dois corpos trocam calor por radiação, o fluxo é proporcional à diferença das potências de quarta ordem das temperaturas. A lei de Stefan-Boltzmann da radiação térmica, válida só para corpos negros, é definida conforme a seguinte Equação [64]:

$$Q_{rad} = \sigma A(T_1^4 - T_2^4), \quad (3.3)$$

onde σ é a constante de proporcionalidade ou de Stefan-Boltzmann igual a $5.669 \times 10^{-8} \text{ W.m}^{-2}.\text{K}^{-4}$, T_1 a temperatura da superfície e T_2 a temperatura da superfície ‘vizinha’ [64], [66]. É de referir que um corpo negro é um corpo que emite energia de acordo com a quarta potência de temperatura [64] e detém uma emissividade (ϵ) ideal, ou seja, igual a 1.

A taxa de emissão de energia de radiação de uma superfície real é menor do que a emitida por um corpo negro à mesma temperatura. Para acomodar esse facto na lei de Stefan-Boltzmann, introduz-se um termo conhecido como emissividade [60]. A Equação 3.3 passa a ser definida conforme a seguinte expressão [64], [66]:

$$Q_{rad} = \sigma \epsilon A(T_1^4 - T_2^4), \quad (3.4)$$

A Figura 3.1 é referente aos três modos de transferência de calor abordados anteriormente.

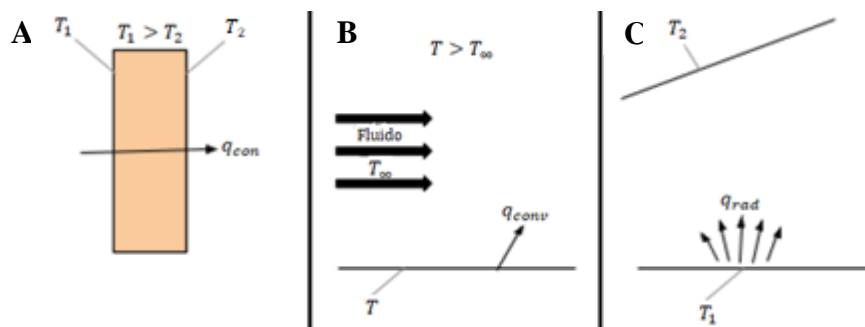


Figura 3.1 – Modos de transferência de calor: (A) condução, (B) convecção e (C) radiação.

3.2 – Modelo matemático de Pennes

Ao longo dos anos, vários modelos matemáticos foram desenvolvidos para a descrição da transferência de calor nos tecidos biológicos. Estes modelos têm sido amplamente utilizados na análise da hipertermia no tratamento do cancro, cirurgia a laser, criocirurgia, criopreservação, entre outras aplicações [62].

O modelo de bio-transferência de calor mais utilizado foi desenvolvido por Pennes em 1948 a partir de estudos experimentais no antebraço humano [60], [62]. Este modelo tem como objetivo a descrição do metabolismo e da perfusão sanguínea no balanço energético dentro do tecido vivo. Estes dois efeitos foram incorporados na equação padrão de difusão térmica, que está escrita na sua forma simplificada como [60]:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla \cdot k \nabla T + \rho_{bl} c_{bl} \omega (T_a - T) + Q_{met}, \quad (3.5)$$

onde ρ , c , T e k são a densidade, o calor específico, a temperatura e a condutividade térmica do tecido, respetivamente. Além disso, T_a é a temperatura do sangue arterial, Q_{met} é a geração de calor metabólico e ρ_c , c_{bl} , ω são a densidade, o calor específico e a taxa de perfusão sanguínea, respetivamente [60].

Embora o modelo de Pennes seja frequentemente adequado para descrever o efeito do fluxo sanguíneo na temperatura do tecido, existem algumas falhas graves no modelo devido à sua simplicidade inerente. Estas lacunas são: (1) o equilíbrio térmico não ocorre nos capilares, como Pennes assumiu, mas sim em vasos pré-arteriais e pós-vénulas com diâmetros entre 70 e 500 μm , (2) a direcionalidade da perfusão sanguínea e a geometria vascular local não estão integradas na equação de Pennes, e (3) a temperatura do sangue pré-arterial não é igual à temperatura do núcleo do corpo e a temperatura de retorno da veia não é igual à temperatura do tecido local, ao contrário do que Pennes supôs [62].

De forma a superar estas anomalias, vários modelos modificados foram propostos por inúmeros investigadores. Em 1974, Wulff e Klinger consideraram o fluxo de massa sanguínea local para explicar a direção do fluxo sanguíneo, enquanto Chen e Holmes (1980) observaram o efeito do equilíbrio térmico na temperatura do sangue. Mais recentemente, Chen e Holmes adicionaram os termos de dispersão e perfusão microcirculatória à equação desenvolvida por Klinger em 1974 [62].

3.3 - Interação fototérmica: efeitos do calor

Uma interação fototérmica é causada pela transformação da energia de um fóton em energia térmica [8]. Esta energia térmica surge de vibrações moleculares e colisões entre moléculas, o que provoca um aumento da temperatura do meio recetor [8], [67]. O calor formado, dependendo da dose aplicada, pode resultar em vários danos nos tecidos. Nos estágios iniciais (45 a 50 $^{\circ}\text{C}$), o calor resulta em hipertermia, ou seja, ocorre destruição de ligações moleculares e alteração da membrana. Neste intervalo de valores de temperatura os efeitos que ocorrem nos tecidos ainda são reversíveis. Para temperaturas em torno de 60 $^{\circ}\text{C}$, ocorre desnaturação de proteínas e colagénio, o que potencia a coagulação do tecido e a necrose das células [68]. À medida que a temperatura aumenta surge a vaporização, isto é, a temperatura do tecido não se altera e bolhas

de gás são formadas. A propagação destas bolhas é acompanhada da alteração do seu volume e causa a decomposição térmica dos fragmentos do tecido. O aquecimento adicional, acima de 100 °C, desencadeará um processo denominado de carbonização, causando o escurecimento do tecido, alteração das propriedades ópticas (coeficiente de absorção e dispersão, fator de anisotropia, índice de refração e espessura do tecido [69]) e maior dispersão, absorção e reflexão de energia [67], [68]. Por fim, quando a temperatura é superior a 300 °C pode ocorrer fusão. É de salientar que 60 °C é uma temperatura crítica, uma vez que acima desta os danos nos tecidos são irreversíveis [68].

Através da Tabela 3.1 pode-se verificar quais os efeitos biológicos para diferentes intervalos de temperatura.

Tabela 3.1 - Efeitos térmicos da luz laser para diferentes temperaturas (adaptado de [68]).

Temperatura	Efeitos biológicos
37 °C	Temperatura corporal
45 - 50 °C	Hipertermia, redução da atividade enzimática, imobilidade celular
60 – 80 °C	Desnaturação de proteínas e colágeno; Coagulação
100 °C	Vaporização, decomposição térmica (ablação)
> 100 °C	Carbonização
> 300 °C	Fusão

3.4 – Propriedades térmicas dos tecidos pélvicos

Vários fatores são conhecidos por ter um efeito na resposta térmica, como é o caso das características físicas do corpo, a atividade corporal, bem como as condições ambientais. Em particular, os parâmetros do tecido, como a taxa metabólica (q), a densidade (ρ), a perfusão sanguínea (ω), o calor específico (c) e a condutividade térmica (k) são conhecidos por desempenhar um papel importante na determinação da resposta térmica nos tecidos biológicos humanos. Esta resposta fornece informações importantes para prevenir uma condição que possa ser adversa ou até fatal para o ser humano [70]. Nesta secção faz-se referência à condutividade térmica, calor específico e densidade, uma vez que são as propriedades térmicas utilizadas neste trabalho.

A condutividade térmica é definida como sendo a quantidade de calor (Q) transmitida através de um corpo devido a um gradiente de temperatura unitário. A relação entre o calor transportado por unidade de tempo e o gradiente de temperatura através da área de secção transversal (A) é descrito pela Equação 3.6 [71]:

$$\frac{Q}{A} = -k \frac{dT}{dx}, \quad (3.6)$$

onde $\frac{dT}{dx}$ representa o gradiente de temperatura na direção do fluxo de calor. O sinal negativo indica que o fluxo está na direção da temperatura decrescente. A unidade SI para a condutividade térmica é watt por metro kelvin ($\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1}$) [71].

O calor específico é a quantidade de calor necessária para aumentar a temperatura de uma massa unitária de uma substância num grau, como é verificado na Equação 3.7 [71].

$$c = \frac{Q\Delta T}{M}, \quad (3.7)$$

onde M é a massa e ΔT a mudança de temperatura. A unidade SI do calor específico é joule por quilograma kelvin ($\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$) [71].

A densidade é uma propriedade definida pela relação entre a massa (M) e o volume (V) de uma determinada substância, como é verificado na Equação 3.8 [72]. A unidade SI da densidade é quilograma por metro cúbico (kg m^{-3}) [71].

$$\rho = \frac{M}{V}, \quad (3.8)$$

Com base na literatura, foram encontrados valores referentes às propriedades térmicas em vários tecidos, como se pode verificar na Tabela 3.2.

Tabela 3.2 - Propriedades térmicas de tecidos pélvicos humanos.

Tecido	Calor específico [$\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$]	Condutividade térmica [$\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1}$]	Densidade [kg m^{-3}]	Referências
Tecidos moles	3600 – 3700	-----	1050	[73]
	3360	0.44		[74]
Músculo (geral)	3089.46±6.6%	0.436±6.3%	1055±4.3%	[70]
	3421	0.49	1090	[75]
Tecido conjuntivo	2372	0.39	1027	[75]
	3200	-----		[76]
Fáscia endopélvica	3200	0.47	1085	[69]
Membrana mucosa	3150	0.34	1102	[75]
Ovário	3778	0.52	1048	[75]
Tendão/Ligamento	3432	0.47	1142	[75]
Ureter/Uretra	3306	0.46	1102	[69], [75]
Parede da bexiga urinária	3581	0.52	1086	[75]
Bexiga	3200	-----		[76]
	3680	-----		[76]
Útero	3676	0.53	1105	[75]
Vagina	3655	0.54	1088	[69], [75]
Reto	3680	-----		[76]

3.5 – Método dos Elementos Finitos

3.5.1 – Introdução e contextualização histórica

O Método dos Elementos Finitos é um método numérico que consiste em determinar soluções aproximadas de fenômenos físicos, que são descritos por equações diferenciais parciais [25].

A ideia básica do MEF é encontrar a solução de um problema real complexo através da subdivisão do mesmo em partes mais simples [10]. Para a obtenção da solução deste problema que envolve meios contínuos, é necessário analisar as partes discretas desses meios através de ferramentas matemáticas [10], [25]. Este processo de análise das partes em detrimento de um todo é denominado de discretização [25]. No MEF, a região da solução é considerada como sendo construída a partir de muitas sub-regiões pequenas e interligadas chamadas de elementos finitos [10]. Um elemento finito é uma sub-região de um meio contínuo com um tamanho finito, onde os pontos de união entre os elementos são designados de nós. Os elementos finitos podem assumir diversas formas geométricas, sendo estas unidimensionais, bidimensionais (2D) ou tridimensionais. Os elementos bidimensionais geralmente têm a forma de triângulos ou quadriláteros, enquanto os elementos tridimensionais normalmente tem o formato de hexaedros, tetraedros ou pentaedros [25].

Pode-se então dizer que o MEF é um método capaz de resolver problemas complexos, ou mesmo sem solução analítica, através da resolução sequencial e estruturada de vários problemas mais simples e com solução matemática (exata ou aproximada), que quando agrupados formam ou conduzem a uma solução do problema global inicial [10], [25].

O MEF propriamente dito teve a sua origem em 1943 quando Courant propôs uma abordagem envolvendo o uso de partes de funções contínuas definidas em regiões triangulares [10], [77]. Embora esta ideia tivesse aparecido mais cedo, também no trabalho do próprio Courant, isto é muitas vezes considerado como o ponto de partida do MEF, mas o desenvolvimento e a análise do método ocorreriam muito mais tarde [77].

Como método computacional, o MEF originou-se na Engenharia em meados da década de 1950 através de uma ligação da análise de estrutura com métodos variados na mecânica contínua num método de discretização, em que uma estrutura é dividida em elementos com forças e deformações definidas. Alguns dos trabalhos pioneiros foram realizados por Turner, Clough, Martin, Topp, Argyris, Kelsey e Zienkiewicz e o nome de elemento finito apareceu pela primeira vez em 1960 num dos trabalhos apresentados por Clough [77].

A partir dos anos 60, o desenvolvimento do MEF foi exponencial, tendo-se estendido para uma grande variedade de áreas, como é o caso da Mecânica dos Fluidos, Engenharia Civil e Engenharia Biomédica [10], [77]. Com todo este progresso, hoje o MEF é considerado uma das ferramentas de análise numérica mais bem estabelecidas e convenientes por engenheiros e cientistas [10].

3.5.2 – Simulação numérica

A aplicação do MEF a problemas reais complexos da Engenharia e da Ciência requer frequentemente a disponibilidade de meios computacionais significativos [25]. A evolução computacional forneceu um meio rápido para realizar cálculos envolvidos na análise de elementos finitos e tornou o MEF um método praticamente viável [10]. Este método tem como objetivo a ob-

tenção de uma formulação que permita explorar a análise de sistemas, desde os mais simples aos mais complexos, de forma automática e por intermédio de programas computacionais, como é o caso do Abaqus Software v.6.12 (Dassault Systmes Simulia Corp., Providence, RI, USA), entre outros [10], [78].

A facilidade com que a generalização do método pode e é conseguida para a resolução de problemas unidimensionais, bidimensionais ou mesmo tridimensionais é uma das grandes vantagens do método em questão [25], [78]. Numa primeira fase, a estrutura em estudo é dividida num número finito de segmentos, áreas ou volumes mais pequenos, designados de elementos finitos. A este processo dá-se o nome de discretização, como já referido [25]. Cada elemento finito tem n nós e é considerado como uma entidade única [77], [78]. Os nós encontram-se geralmente nos vértices dos elementos e fazem a ligação entre estes, gerando desta forma a malha de elementos finitos [25]. A Figura 3.2 mostra um esquema representativo do processo de discretização de um domínio por elementos finitos.

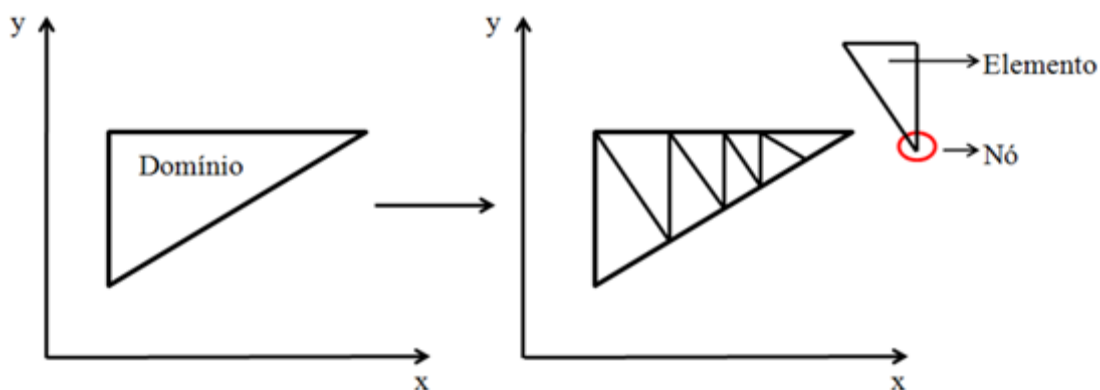


Figura 3.2 - Esquema do processo de discretização de um domínio em subdomínios (adaptado de [25]).

Após a geração da malha, torna-se possível calcular as temperaturas de um número finito de pontos – os nós da malha [25]. É de salientar que o número de elementos finitos em que uma estrutura é subdividida é importante, pois malhas com um maior número de elementos vão permitir que a solução final seja o mais próximo da realidade. No entanto, é essencial compreender que é necessário haver um equilíbrio para que não haja probabilidade de ocorrer erros numéricos [79].

A simulação numérica utilizando o MEF pode ser definida em três etapas: 1) pré-processamento; 2) análise; e 3) pós-processamento. A fase de pré-processamento passa pela construção do modelo geométrico do sistema em estudo e pela definição das cargas e restrições a que este modelo está sujeito. Estas restrições são denominadas de condições de fronteira. É também nesta fase que todas as propriedades mecânicas e/ou físicas dos materiais a usar no modelo são definidas. A fase de pós-processamento é a fase na qual são apresentadas as informações contidas nos ficheiros de saída dos resultados [25].

A Figura 3.3 exhibe uma representação da metodologia de análise típica de um problema recorrendo ao MEF.

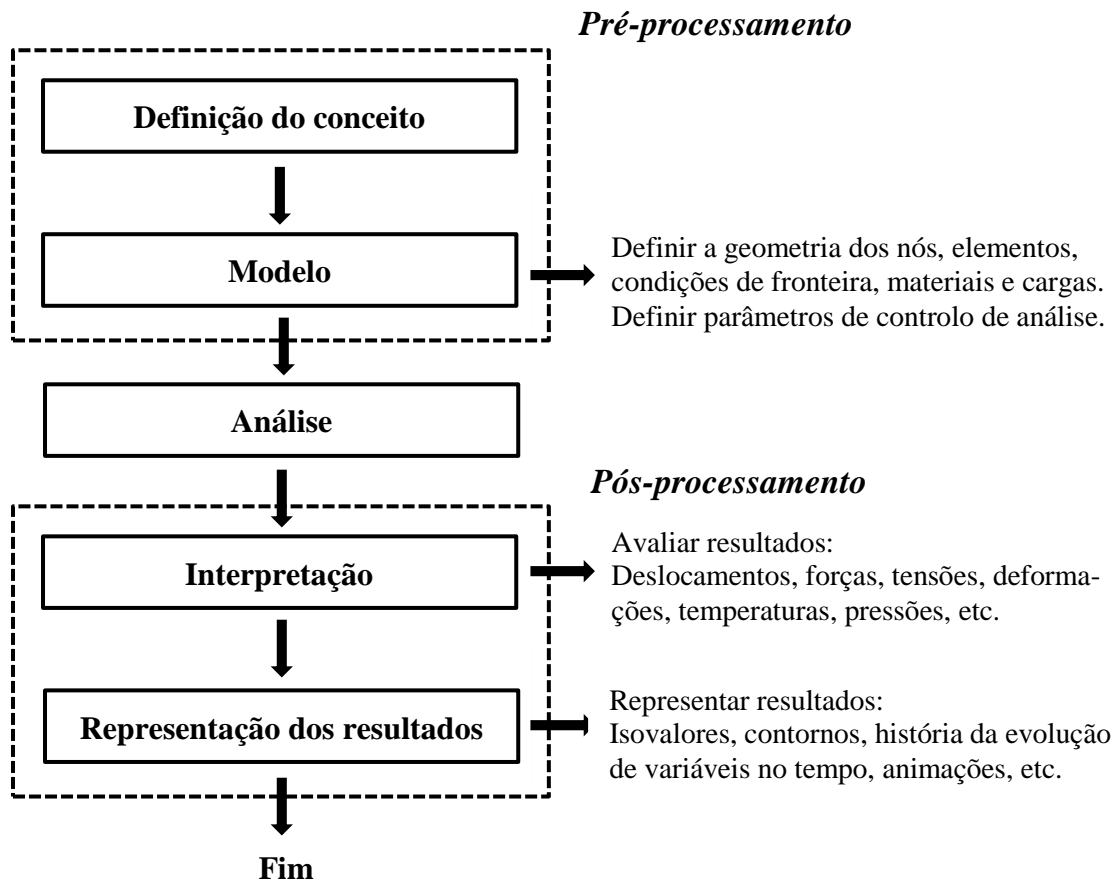


Figura 3.3 - Representação da metodologia do MEF (adaptado de [25]).

3.5.3 – Equação diferencial da condução de calor: condições iniciais e de fronteira

A determinação de um campo de temperaturas num corpo é feita através da solução da equação diferencial da condução de calor, representada de seguida [64].

$$\frac{d}{dx} \left(k \frac{dT}{dx} \right) + \frac{d}{dy} \left(k \frac{dT}{dy} \right) + \frac{d}{dz} \left(k \frac{dT}{dz} \right) + \dot{Q} = \rho C_p \frac{dT}{dt}, \quad (3.9)$$

onde \dot{Q} representa o calor gerado internamente por unidade de volume e tempo, ρ a massa específica e C_p o calor específico [64].

Esta equação tem de obedecer a determinadas condições iniciais e de fronteira, conforme é ilustrado na Figura 3.4 [64].

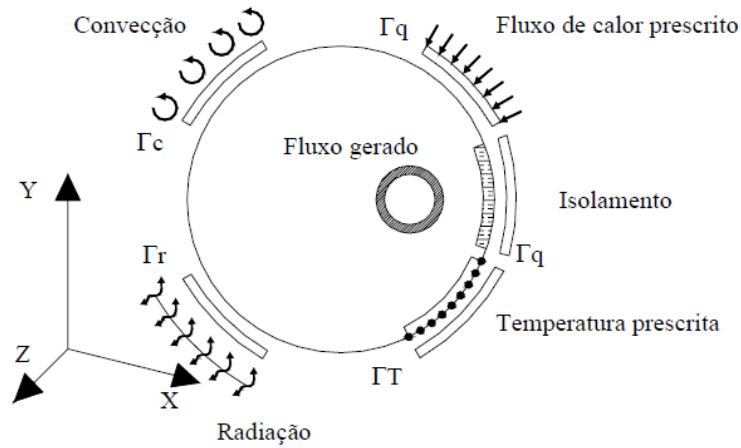


Figura 3.4 – Domínio de um problema com as várias condições de fronteira térmicas (adaptado de [64]).

Estas condições são do tipo: distribuição de temperatura no instante inicial e temperaturas ou fluxos prescritos em superfícies do sólido. As condições de fronteira podem então expressar-se através das seguintes designações [64]:

- Condições de fronteira essenciais (condição de Dirichlet) ou condição em que as temperaturas são prescritas numa parte T_T da fronteira, $T = \bar{T}$ [64];
- Condições de fronteira naturais ou condição correspondente a um fluxo prescrito (condição de Newman) na parte da fronteira T_q , sendo n o versor normal exterior a essa fronteira (Eq 3.10) [64];

$$q_n = -k \frac{dT}{dx} = \bar{q}, \quad (3.10)$$

- Condições de fronteira convectivas, com transmissão de calor por convecção (condição de Cauchy) de uma parte T_c da fronteira à temperatura T para o fluido circundante à temperatura T_∞ (Eq. 3.11) [64];

$$q_c = -k \frac{dT}{dx} = h_c(T - T_\infty), \text{ em } T_c \quad (3.11)$$

- Condições de fronteira radiativas, com trocas de calor por radiação entre uma parte T_r da fronteira à temperatura T e a superfície envolvente à temperatura T_s ($T_s = T_\infty$) (Eq. 3.12) [64];

$$q_r = -k \frac{dT}{dx} = h_r(T - T_\infty), \text{ em } T_r \quad (3.12)$$

- E a condição em que ocorre simultaneamente a convecção e a radiação (Eq. 3.13) [64];

$$q_{rc} = -k \frac{dT}{dx} = h_{rc}(T - T_\infty), \text{ em } T_{rc} \quad (3.13)$$

3.5.4 – Equação de condução de calor: discretização do tempo

O sistema global de equações estendido a todo o domínio Ω representa-se da seguinte forma [64]:

$$KT + C\dot{T} = F \quad (3.14)$$

A solução deste sistema requer a utilização de uma discretização do tempo através da utilização de métodos numéricos, como é o caso do MEF ou do método das diferenças finitas (MDF). Procedendo à discretização do tempo através do MDF, considera-se a hipótese do sistema de equações ser apenas satisfeito em pontos discretos ($t_{n+\alpha}$) em cada intervalo de tempo (t_n, t_{n+1}). Considerando apenas que o sistema envolve derivadas de primeira ordem, admite-se que a temperatura varia de uma forma linear ao longo do intervalo de tempo Δt , isto é, desde o instante t_n ao instante $t_{n+1} = t_n + \Delta t$. É de salientar que N corresponde ao número total de intervalos de tempo considerados e $n \in [0, 1, 2, \dots, N-1]$, conforme está representado na Figura 3.5 [64].

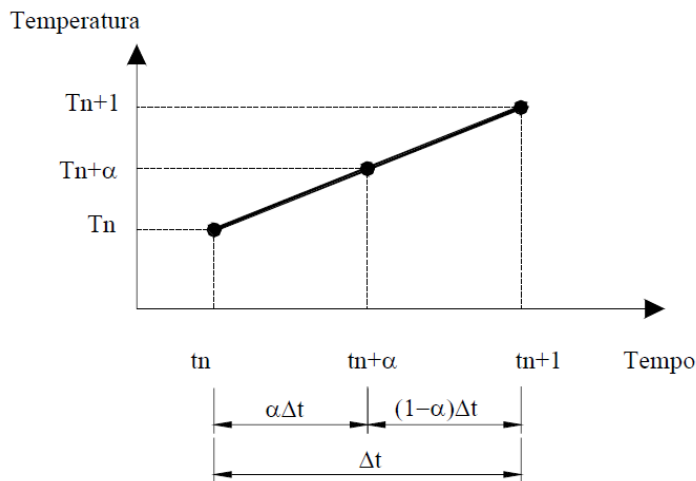


Figura 3.5 – Variação linear da temperatura ao longo do intervalo de tempo (adaptado de [64]).

As temperaturas $T_{n+\alpha}$ no instante $t_{n+\alpha} = t_n + \alpha \Delta t$ podem ser determinadas em função da seguinte expressão:

$$T_{n+\alpha} = T_n + \alpha \Delta t (T_{n+1} - T_n) / \Delta t, \quad \alpha \in]0, 1], n \in (0, 1, \dots, N-1) \quad (3.15)$$

onde α é um parâmetro que define dentro de cada intervalo de tempo o instante em que a Equação 3.14 é satisfeita [64].

Em contrapartida, a derivada da temperatura em ordem ao tempo é constante dentro de cada intervalo de tempo, como é possível visualizar na seguinte equação:

$$\dot{T}_{n+\alpha} = \frac{T_{n+1} - T_n}{\Delta t} = \frac{T_{n+\alpha} - T_n}{\alpha \Delta t} \quad (3.16)$$

Substituindo a equação anterior na Equação 3.14, obtém-se a seguinte expressão, em que as respetivas matrizes são calculadas no instante $t_{n+\alpha}$ [64].

$$\left(K_{\sim n+\alpha} + \frac{C_{\sim n+\alpha}}{\alpha \Delta t}\right) T_{\sim n+\alpha} = F_{\sim n+\alpha} + \frac{C_{\sim n+\alpha}}{\alpha \Delta t} T_{\sim n} \quad (3.17)$$

Pode-se ainda escrever a Equação 3.17 da seguinte forma:

$$\hat{K}_{\sim n+\alpha} \hat{T}_{\sim n+\alpha} = \hat{F}_{\sim n+\alpha}, \quad \alpha \in]0, 1], n \in (20, 1, \dots, N-1) \quad (3.18)$$

Conclui-se então que é possível a obtenção do campo de temperaturas no final do intervalo de tempo através da Equação 3.19 [64].

$$T_{\sim n+1} = \frac{T_{\sim n+\alpha}}{\alpha} + \left(1 - \frac{1}{\alpha}\right) T_{\sim n} \quad (3.19)$$

O operador α da Equação 3.19 pode variar, e devido a isto é possível a obtenção de vários esquemas de integração no tempo. Para α diferente de zero, obtém-se esquemas implícitos, como é o caso do esquema de Crank-Nicolson ($\alpha=0.5$), de Galerkin ($\alpha=2/3$) e de Euler Backward ($\alpha=1$). Os vários esquemas de integração possuem as suas próprias características de estabilidade, convergência e precisão de resultados, pelo que se torna difícil escolher o algoritmo mais eficiente para a solução de problemas [64].

Segundo Vila Real e Hughes, o algoritmo apresentado na Equação 3.17 tem os mesmos critérios de estabilidade, quer se trate de problemas lineares ou não lineares. Desta forma, quando α se encontra entre 0 e 0.5 os esquemas são condicionalmente estáveis, enquanto que no intervalo entre 0.5 e 1 são considerados incondicionalmente estáveis. À medida que α se aproxima de 1 as oscilações vão diminuindo, sendo que para o esquema de Euler Backward não se verificam sequer oscilações. Devido a isto, a solução obtida por este esquema é desvalorizada, razão pela qual Zienkiewicz sugere a utilização do esquema de Galerkin [64].

É de referir ainda que a instabilidade dos resultados pode ter duas origens diferentes: oscilações temporais e espaciais. As oscilações temporais estão relacionadas com as características de estabilidade próprias de cada esquema de integração e pela dimensão do intervalo de tempo, enquanto que as oscilações espaciais podem ocorrer devido a uma escolha incorreta da dimensão dos elementos adjacentes a fronteiras com condições térmicas prescritas, principalmente na fase inicial do processo transitório, onde a temperatura apenas varia localmente relativamente aos valores iniciais [64].

3.5.5 – Processo iterativo para problemas não lineares

Quando as propriedades térmicas são dependentes da temperatura, o sistema global de Equações 3.14 apresenta-se da seguinte forma:

$$K_{\sim}(T, t) T_{\sim}(t) + C_{\sim}(T, t) \dot{T}_{\sim}(t) = F_{\sim}(T, t) \quad (3.20)$$

Para a resolução deste sistema de equações diferenciais é aplicado o processo de integração no tempo, obtendo-se a seguinte expressão:

$$\hat{K}_{\sim n+\alpha} \hat{T}_{\sim n+\alpha} = \hat{F}_{\sim n+\alpha}, \quad \alpha \in (0, 1), n \in (0, 1, \dots, N-1) \quad (3.21)$$

As matrizes K e C e o vetor F variam ao longo do intervalo de tempo Δt em função da temperatura T e do tempo t , pelo que devem ser calculados no instante $t_{n+\alpha}$ [64]. Desta forma:

$$\begin{aligned} K_{\sim n+\alpha} &= K_{\sim}(T_{\sim n+\alpha}, t_{n+\alpha}) \\ C_{\sim n+\alpha} &= C_{\sim}(T_{\sim n+\alpha}, t_{n+\alpha}) \\ F_{\sim n+\alpha} &= F_{\sim}(T_{\sim n+\alpha}, t_{n+\alpha}) \end{aligned} \quad (3.22)$$

Uma vez que este sistema é não linear, a Equação 3.20 geralmente não é satisfeita. Assim, é necessário implementar um processo iterativo para a obtenção da convergência como é o caso do método de Newton-Raphson modificado. Este método de uma forma resumida é descrito da seguinte maneira: no passo i do processo iterativo não sendo satisfeita a Equação 3.21, restará apenas um sistema de forças residuais $\Psi_{\sim n+\alpha}^i$, conforme descreve a seguinte expressão [64]:

$$\Psi_{\sim n+\alpha}^i = \hat{F}_{\sim n+\alpha}^i - \hat{K}_{\sim n+\alpha}^i T_{\sim n+\alpha}^{i+1} \neq 0 \quad (3.23)$$

A solução corrigida $T_{\sim n+\alpha}^i$ pode ser calculada através de:

$$\Delta T_{\sim n+\alpha}^i = [\hat{K}_{\sim n+\alpha}^i]^{-1} \Psi_{\sim n+\alpha}^i \quad (3.24)$$

$$T_{\sim n+\alpha}^i = T_{\sim n+\alpha}^{i+1} + \Delta T_{\sim n+\alpha}^i \quad (3.25)$$

O sistema 3.24 é resolvido para cada $\Delta T_{\sim n+\alpha}^i$ em cada iteração até se atingir a convergência, sendo a matriz $\hat{K}_{\sim n+\alpha}^i$ atualizada em cada uma das iterações [64].

O critério de convergência adotado é o seguinte:

$$\frac{\|\Delta T_{\sim n+\alpha}^i\|}{\|T_{\sim n+\alpha}^{i+1}\|} < TOL, \quad (3.26)$$

onde TOL designa a tolerância exigida, $\|\cdot\|$ a norma euclidiana, $\Delta T_{\sim n+\alpha}^i$ a alteração do campo de temperaturas na iteração i e $T_{\sim n+\alpha}^{i+1}$ a temperatura atual [64].

No cálculo dos elementos das matrizes K e C e do vetor F na Equação 3.20, as propriedades do material são calculadas em cada ponto de integração de Gauss em função da temperatura nesses mesmos pontos [64].

Capítulo 4

Análise térmica da cavidade pélvica

4.1 – Validação do fluxo de calor nos tecidos pélvicos

A validação é uma das principais metodologias utilizadas em engenharia para a quantificação da fiabilidade de modelos numéricos. Este processo pretende garantir que um determinado modelo represente com precisão um cenário específico do mundo real como é o caso do fluxo de calor nos tecidos [80].

Para se proceder à validação do fluxo foi criado um modelo bidimensional com base na geometria desenvolvida por Hardy et al. [69]. O modelo obtido apresenta uma malha quadrada de 2888 elementos DC3D10 (tetraédrico quadrático de dez nós) e 1521 nós e encontra-se dividido em três camadas de tecido correspondentes à parede vaginal, fáscia endopélvica e parede uretral. Cada uma destas camadas contém uma espessura e propriedades térmicas associadas, as quais são possíveis de se visualizar na Tabela 4.1.

Tabela 4.1 – Espessura e propriedades térmicas associadas aos diferentes tecidos (adaptado de [68]).

	Parede vaginal	Fáscia endopélvica	Parede uretral
Espessura [mm]	2.7	4.3	2.4
Condutividade térmica [$\text{W m}^{-1} \text{K}^{-1}$]	0.54	0.47	0.46
Calor específico [$\text{J kg}^{-1} \text{K}^{-1}$]	3655	3200	3306
Densidade [Kg m^{-3}]	1088	1085	1102

O modelo criado difere na camada onde ocorre a atuação da radiação laser, gerando desta forma duas abordagens diferentes: a transvaginal e a transuretral. No caso da abordagem transvaginal (Figura 4.1 - A) a irradiação laser propaga-se da vagina para a fáscia, e em seguida, para a parede uretral. Em relação à abordagem transuretral (Figura 4.1 - B) ocorre precisamente o inverso. Estas duas abordagens são apresentadas na imagem seguinte.

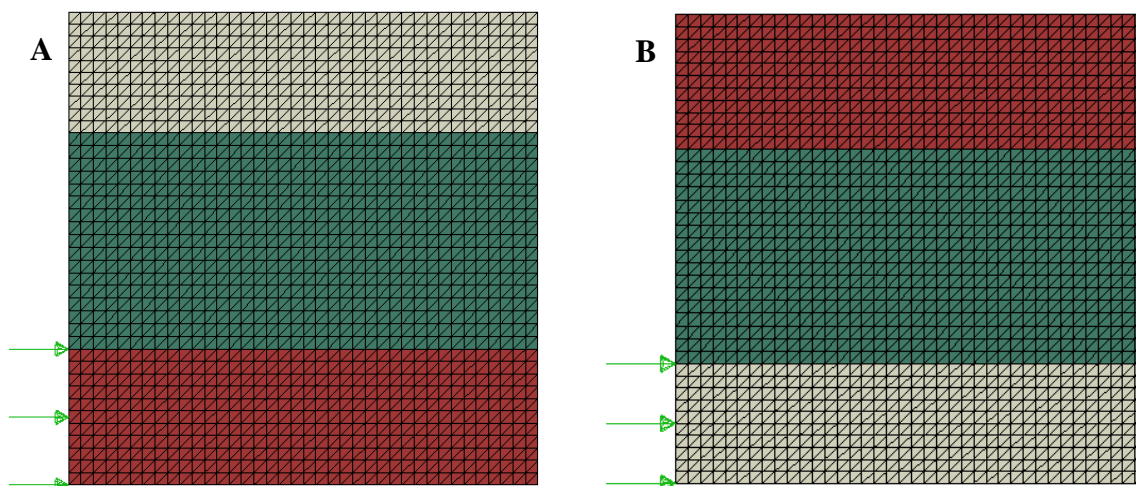


Figura 4.1 – Modelo 2D: A – Abordagem transvaginal; B – Abordagem transuretral. Os códigos de cores são referentes aos três tecidos utilizados no modelo: vermelho – vagina; verde – fásia endopélvica; cinzento - uretra.

Nestas duas abordagens apenas será imposto o modo de condução nos tecidos, de forma a simular a transferência de calor que ocorre pelas células vizinhas. Uma vez que este modelo é desprovido de vasos sanguíneos, a convecção não é atribuída nestas simulações [68].

De forma, a obter um fluxo máximo, ou seja, um fluxo que não permita que a distribuição de temperaturas ultrapasse os 332.15 K (59 °C), temperatura máxima para que não ocorra danos irreversíveis nos tecidos, realizaram-se simulações para avaliar os comportamentos térmicos no estado estacionário e transiente dos tecidos biológicos.

Na análise estacionária, a variável que define o comportamento do sistema, neste caso a temperatura não varia com o tempo. Na análise transiente acontece precisamente o contrário, isto é, ocorre uma variação de temperatura de acordo com o tempo definido. Para a análise transiente foi imposto um tempo de 15 segundos e uma temperatura predefinida de 310 K (≈ 37 °C), seguindo a metodologia de Hardy et al. [69]. Esta temperatura inicial é correspondente ao valor da temperatura corporal.

Na Tabela 4.2 e 4.3 são apresentados os valores do fluxo de calor máximo e os resultados da distribuição de temperatura para a abordagem transvaginal e transuretral para o estado estacionário e transiente, respetivamente.

Tabela 4.2 – Modelo 2D - Fluxo de calor máximo para a abordagem transvaginal e transuretral no estado estacionário.

	Abordagem transvaginal	Abordagem transuretral
Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]	2.85	2.79

Tabela 4.3 – Modelo 2D – Fluxo de calor máximo para a abordagem transvaginal e transuretral no estado transiente (após 15 segundos).

	Abordagem transvaginal	Abordagem transuretral
Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]	7.90	7.00

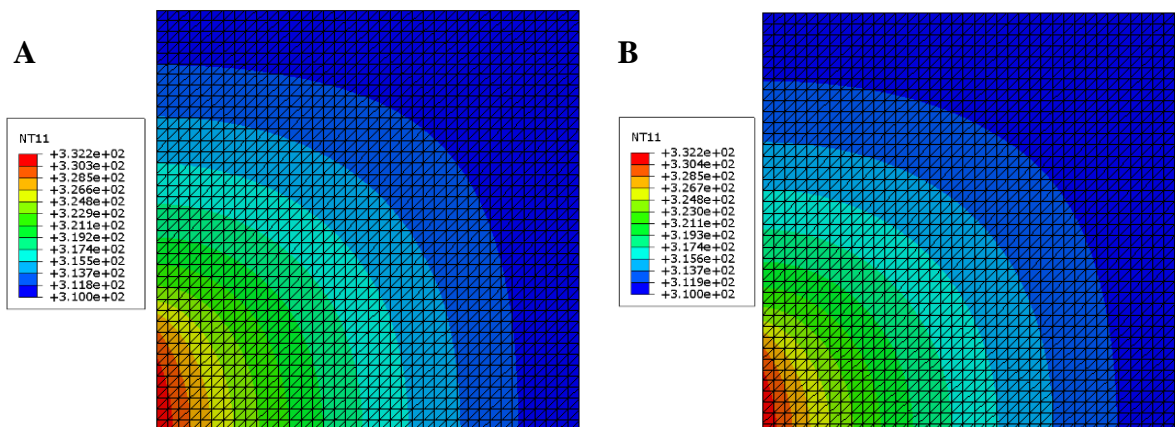


Figura 4.2 – Modelo 2D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para valores de fluxo de calor máximo no estado estacionário. NT11 – Temperatura nodal.

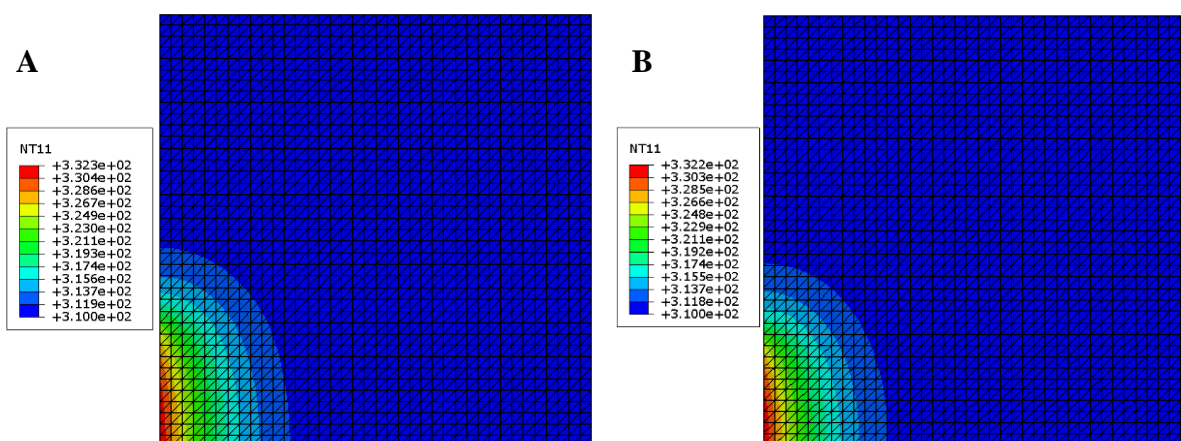


Figura 4.3 – Modelo 2D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para valores de fluxo de calor máximo no estado transiente (após 15 segundos). NT11 – Temperatura nodal.

Para as duas análises (transvaginal e transuretral), o valor de fluxo máximo é superior na abordagem transvaginal em relação à transuretral, ou seja, para atingir a temperatura de 332.15 K é necessário impor um fluxo maior na vagina (Tabela 4.2 e 4.3). O que influencia estes resultados são as propriedades térmicas dos tecidos (Tabela 4.1), nomeadamente a condutividade térmica. A condutividade térmica da vagina é superior à uretra e possivelmente, a transferência de energia térmica através do modelo transvaginal ocorre mais rápido. Basicamente há uma maior dispersão do fluxo de calor imposto, ao contrário do que acontece na abordagem transuretral (Figura 4.2 e 4.3).

Estes resultados sugerem também que para fluxos de calor iguais, a abordagem transuretral demonstra ter uma distribuição de temperaturas superior em relação à transvaginal, o que vai de encontro ao resultados de Hardy et al. [69]. De forma a comprovar melhor esta situação foi realizada uma simulação aplicando o mesmo fluxo de calor (7.9 mW.mm^{-2}) para a abordagem transvaginal e transuretral para o estado transiente (Figura 4.4).

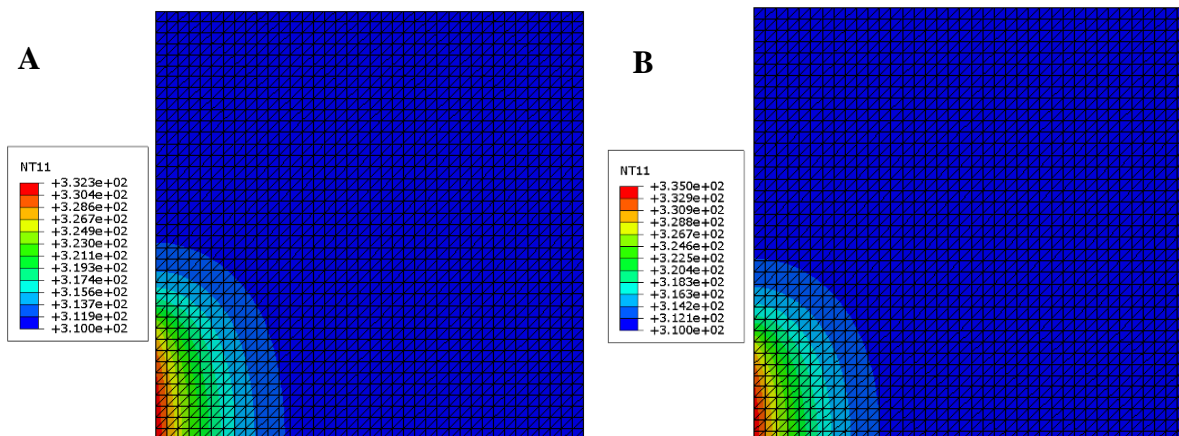


Figura 4.4 – Modelo 2D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para um fluxo de calor de 7.9 mW.mm⁻² no estado transiente (após 15 segundos). NT11 – Temperatura nodal.

Adicionalmente, também é possível visualizar que para um valor de fluxo de calor máximo a distribuição de temperatura é superior no estado estacionário em relação ao regime transiente (Figura 4.2 e 4.3). No caso do regime estacionário, a temperatura atinge todas as camadas dos tecidos, sendo que a uretra e a vagina são pouco afetadas, consoante a abordagem utilizada (transvaginal ou transuretral). Em relação ao regime transiente (durante 15 segundos), apenas é afetada uma porção da vagina e parte inicial da fáscia na abordagem transvaginal. O mesmo ocorre em relação à abordagem transuretral, sendo que neste caso a porção afetada é a uretra e parte inicial da fáscia endopélvica.

Posteriormente foi criado um modelo tridimensional com 39153 elementos DC3D10 (tetraédrico quadrático de dez nós) e 57296 nós com base na geometria bidimensional anterior. É de salientar que o modelo 3D obtido detém uma profundidade de 65 mm, com o intuito de simular e validar de forma mais precisa a propagação do fluxo de calor nas estruturas da cavidade pélvica. De seguida, é apresentada uma imagem referente ao modelo 3D com a aplicação do fluxo de calor a atuar em apenas uma porção, em cada uma das abordagens (transvaginal e transuretral).

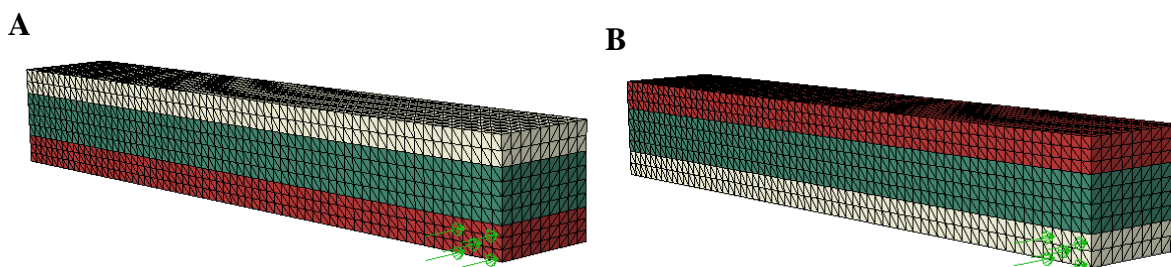


Figura 4.5 – Modelo 3D: A – Abordagem transvaginal; B – Abordagem transuretral. Os códigos de cores são referentes aos três tecidos utilizados no modelo: vermelho – vagina; verde – fáscia endopélvica; cinzento - uretra.

Para o modelo 3D são apresentados os valores do fluxo de calor máximo (Tabela 4.4 e 4.5) e os resultados da distribuição de temperatura para esse fluxo de calor (Figura 4.6 e 4.7) no estado estacionário e transiente, para a abordagem transvaginal e transuretral.

Tabela 4.4 – Modelo 3D - Fluxo de calor máximo para a abordagem transvaginal e transuretral no estado estacionário.

	Abordagem transvaginal	Abordagem transuretral
Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]	3.50	3.35

Tabela 4.5 – Modelo 3D - Fluxo de calor máximo para a abordagem transvaginal e transuretral no estado transiente (após 15 segundos).

	Abordagem transvaginal	Abordagem transuretral
Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]	7.80	7.15

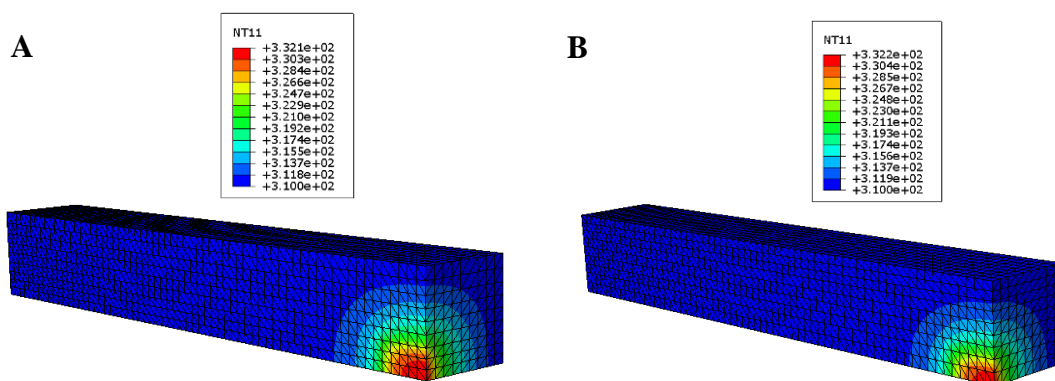


Figura 4.6 – Modelo 3D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para valores de fluxo de calor máximo no estado estacionário. NT11 – Temperatura nodal.

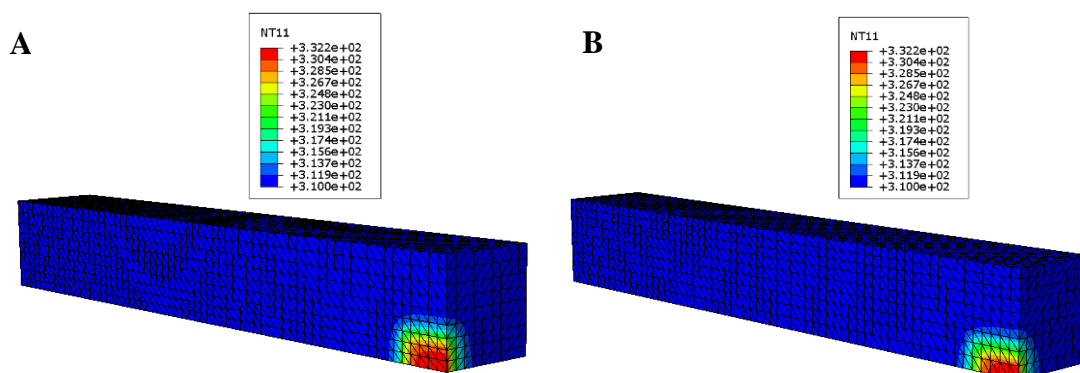


Figura 4.7 – Modelo 3D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para valores de fluxo de calor máximo no estado transiente (após 15 segundos). NT11 – Temperatura nodal.

Adicionalmente também foi realizada uma simulação aplicando o mesmo fluxo de calor (7.8 mW.mm^{-2}) nas duas abordagens, mas apenas para o estado transiente (Figura 4.8), tal como foi realizado no modelo 2D anterior.

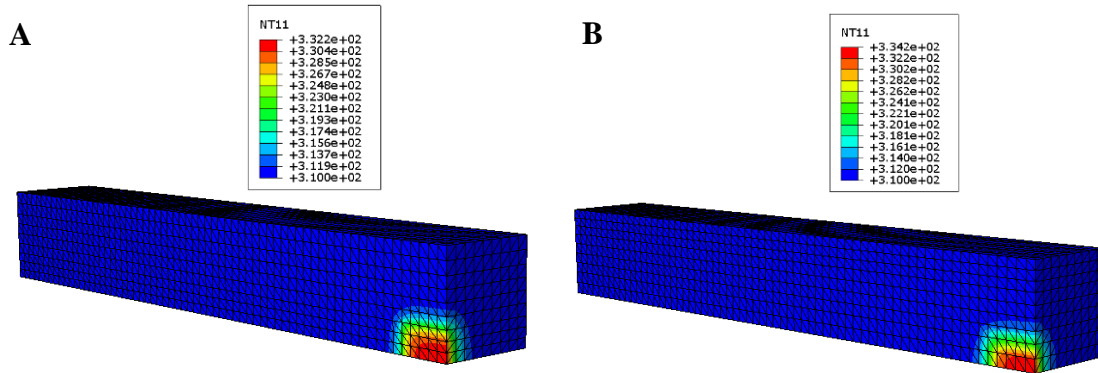


Figura 4.8 – Modelo 3D - Distribuição de temperatura (K) na abordagem transvaginal (A) e transuretral (B) para um fluxo de calor de 7.8 mW.mm^{-2} no estado transiente (após 15 segundos). NT11 – Temperatura nodal.

Os resultados obtidos com o modelo 3D permitem verificar que o fluxo de calor máximo no estado transiente apresenta valores muito próximos dos fluxos de calor obtidos em 2D, na ordem dos 98% (transuretral) vs. 99% (transvaginal). Em relação ao estado estacionário a aproximação é menor, sendo de aproximadamente 81% e 83% para a abordagem transvaginal e transuretral, respetivamente.

Para o modelo 3D é possível concluir o mesmo que já tinha sido concluído anteriormente para o caso 2D, uma vez que acontecem exatamente os mesmos fenómenos.

4.2 – Modelo tridimensional da cavidade pélvica feminina

Na presente dissertação, o modelo numérico relativo à estrutura da cavidade pélvica foi previamente utilizado por Brandão et al. [81]. Este modelo foi construído com base em imagens de ressonância magnética (RM) correspondentes a uma mulher nulípara de 24 anos sem histórico de disfunções pélvicas. Estas imagens T2w de alta resolução adquiridas na posição supina em repouso foram utilizadas para identificar e segmentar várias estruturas anatómicas. Para criar o modelo sólido 3D, as imagens de alta resolução foram importadas para o *software* Inventor (Autodesk, San Raphael, CA, USA) e as estruturas foram delineadas com splines de contorno. Posteriormente, a geometria sólida criada foi discretizada numa malha de elementos finitos, utilizando o *software* Abaqus® v.6.12 [81].

O modelo de elementos finitos utilizado inclui os órgãos pélvicos (reto, bexiga, útero, vagina e uretra) e as principais estruturas de suporte (*levator ani*, ligamentos uterosacrais, cardinais, laterais do reto e pubouretrais, fásia endopélvica e *arcus tendineous fasciae pelvis* (ATFP)), como é possível verificar na Figura 4.9. Cada uma destas estruturas da cavidade pélvica é constituída por um número de elementos e nós, conforme é mostrado na Tabela 4.6.

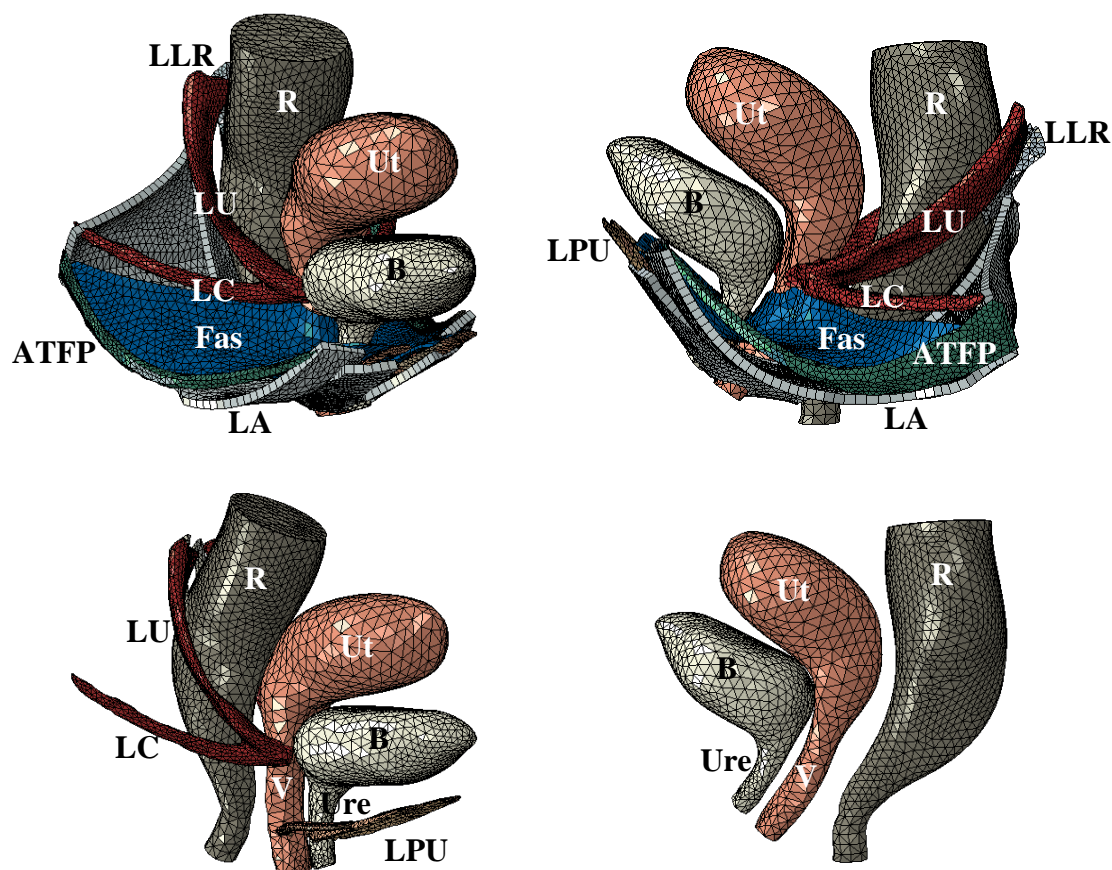


Figura 4.9 – Modelo computacional 3D da cavidade pélvica feminina. R – Reto; Ut – Útero; V – Vagina; B – Bexiga; Ure – Uretra; ATFP – *Arcus tendineous fasciae pelvis*; Fas – Fáscia endopélvica; LC – Ligamentos cardinais; LU – Ligamentos uterosacrais; LA – *Levator ani*; LPU – Ligamentos pubouretrais (porções vaginais e uretrais); LLR – Ligamentos laterais do reto.

Tabela 4.6 – Número de elementos e nós e o tipo de elementos referente a cada estrutura da cavidade pélvica.

Estrutura	Número de elementos	Tipo de elementos	Número de nós
Reto	2738	DC3D6	2779
Bexiga e uretra	5795	DC3D4	1940
Útero e vagina	1410	DC3D6	1425
Ligamentos cardinais e uterosacrais	16724	DC3D4	4413
Ligamentos pubouretrais	2704	DC3D4	974
Ligamentos laterais do reto	1421	DC3D4	497
<i>Levator ani</i>	6633	DC3D6	7280
Fáscia endopélvica	2141	DC3D6	2371
<i>Arcus tendineous fasciae pelvis</i>	6918	DC3D4	2051

Nota: DC3D6 - Elemento de prisma triangular linear de 6 nós; DC3D4 - Elemento tetraédrico linear de 4 nós.

4.2.1 – Propriedades dos materiais para a cavidade pélvica

As propriedades dos materiais para as diferentes estruturas da cavidade pélvica foram aplicadas. O estudo desta dissertação passa por uma análise de transferência de calor nos tecidos biológicos da pelve, e portanto consideramos apenas as propriedades térmicas, nomeadamente o calor específico, a condutividade térmica e a densidade.

Na Tabela 4.7 foram apresentadas as diferentes propriedades térmicas utilizadas nesta dissertação.

Tabela 4.7 - Propriedades térmicas referentes às várias estruturas da cavidade pélvica.

Tecido	Calor específico [J kg ⁻¹ K ⁻¹]	Condutividade térmica [W m ⁻¹ K ⁻¹]	Densidade [kg m ⁻³]	Referências
Reto	3680	0.44	1050	[73], [74], [76]
Bexiga	3306	0.46	1102	[69], [75]
Uretra	3306	0.46	1102	[69], [75]
Útero	3655	0.54	1088	[69], [75]
Vagina	3655	0.54	1088	[69], [75]
<i>Levator ani</i>	3421	0.49	1090	[75]
Ligamentos	3432	0.47	1142	[75]
Fáscia endopélvica	3200	0.47	1085	[69]
<i>Arcus tendineous fasciae</i> <i>pélvis</i>	3200	0.47	1085	[69]

4.2.2 – Interações

As interações térmicas foram definidas para modelar a troca de calor entre as várias estruturas pélvicas. Para realizar esta modelação três tipos de interações podem ser estabelecidas: condução, convecção e radiação, as quais já foram mencionadas anteriormente na secção 3.1.

Neste modelo apenas será imposto o modo de condução nos tecidos, de forma a simular a transferência de calor que ocorre pelas células vizinhas. Uma vez que este modelo é desprovido de vasos sanguíneos e de qualquer outro tipo de fluidos, a convecção não é atribuída nestas simulações [68].

Para simular a condução várias interações de superfície foram criadas. Basicamente, a vagina foi definida como superfície principal, ou seja, a superfície onde foi inserida a fonte de calor. As restantes regiões foram consideradas ‘escravas’, uma vez que o fluxo de calor se propaga da superfície principal para estas. É de salientar que as superfícies escravas consideradas neste trabalho foram as seguintes: reto, *levator ani*, ligamentos cardinais e pubouretrais, fáscia endopélvica, bexiga e uretra.

4.3 – Resultados numéricos da pelve

Nesta secção são apresentadas três formas de simular a distribuição de temperaturas na cavidade pélvica, aplicando o fluxo de calor. Através destas simulações foram obtidos valores de temperatura de 332.15 K (59 °C) para um determinado valor de fluxo. Este valor de temperatura é o valor máximo para não ocorrer danos irreversíveis nos tecidos.

Em cada uma destas formas foram analisadas as variações de temperatura em quatro intervalos de tempo diferentes: 15, 30, 60 e 180 segundos, correspondendo a uma análise transiente. Uma vez que é utilizado o modo transiente é necessário impor uma temperatura inicial de 310 K (≈ 37 °C), valor correspondente à temperatura corporal.

Uma vez que em todos os métodos, o fluxo de calor apenas será imposto na parte interior da vagina, a validação deste será feita de acordo com o valor 7.8 mW.mm^{-2} . Este valor encontra-se citado anteriormente na Tabela 4.5 da secção 4.1.

4.3.1 – 1º Método – Imposição do fluxo de calor em porções circunferenciais

No primeiro método o fluxo de calor será imposto ao longo de cinco porções circunferenciais no canal vaginal. É de referir que a primeira porção se encontra no início da vagina (inferior ao útero), e à medida que o laser vai sendo aplicado vai descendo de porção em porção. Basicamente, o fluxo de calor inicialmente será imposto no início do canal vaginal, e depois na segunda porção circunferencial do mesmo, e assim sucessivamente, sem se sobrepor. De seguida é apresentada uma figura referente à aplicação do fluxo de calor máximo ao longo das cinco porções.

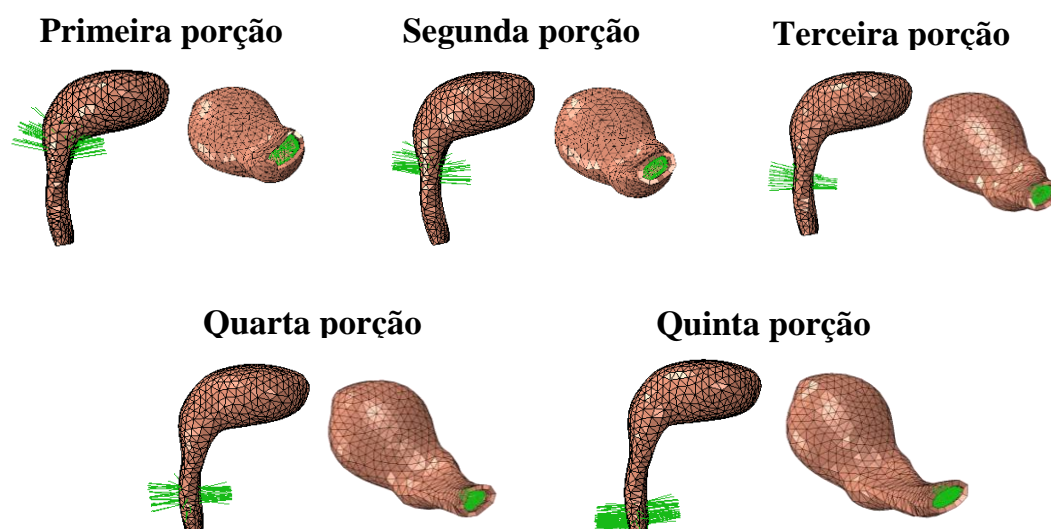


Figura 4.10 – Fluxo de calor máximo aplicado ao longo das várias porções circunferenciais do canal vaginal.

Na Tabela 4.8 são apresentados os valores de fluxo máximo em todas as porções do canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos).

Tabela 4.8 – 1º Método: Valores de fluxo máximo em todas as porções do canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos).

	Fluxo máximo [mW.mm ⁻²]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Primeira porção	8.10	5.00	3.30	1.75
Segunda porção	7.75	5.10	3.25	1.66
Terceira porção	8.70	5.20	3.20	1.65
Quarta porção	8.65	5.10	3.05	1.50
Quinta porção	8.85	5.20	3.00	1.32

Através da tabela anterior é possível visualizar que à medida que o fator tempo aumenta, o fluxo de calor máximo diminui. Por exemplo, quando um fluxo elevado se propaga durante um grande intervalo de tempo ocorre um aumento de temperatura, principalmente no local onde o fluxo de calor foi aplicado. Devido a isto, a variável tempo está inversamente relacionada com o fluxo de calor, de forma a não provocar danos nos tecidos pélvicos pelo aumento de temperatura.

De forma a visualizar as regiões afetadas quando aplicado um fluxo de calor ao longo do tempo, as figuras referentes à distribuição de temperatura máxima são apresentadas de seguida.

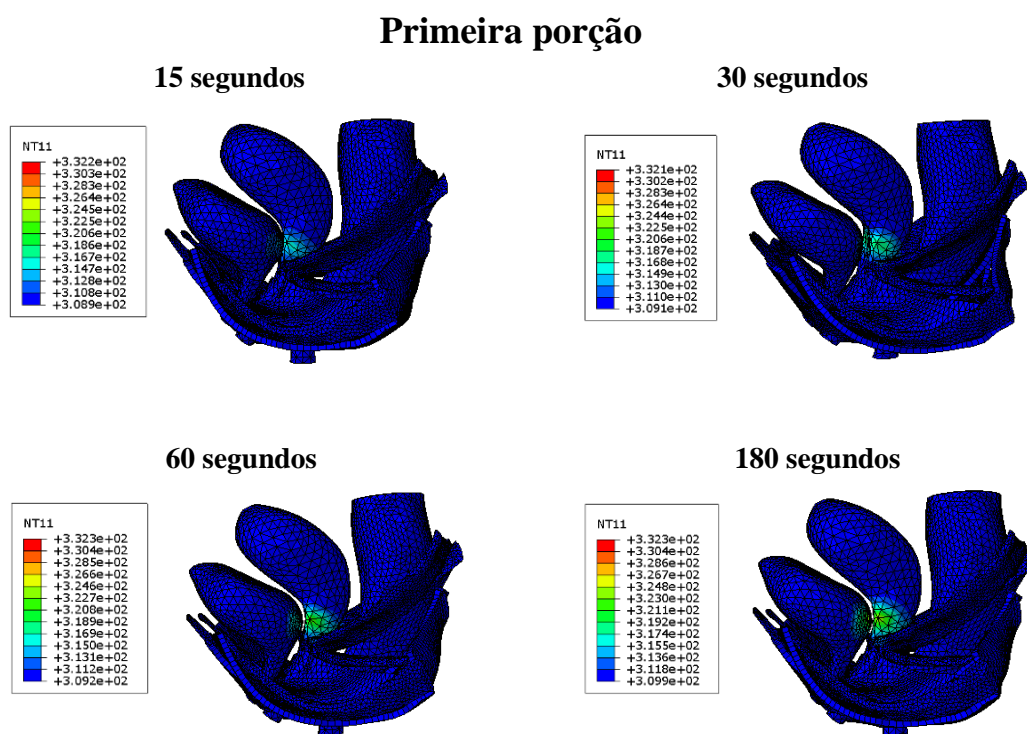


Figura 4.11 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na primeira porção do canal vaginal.

Segunda porção

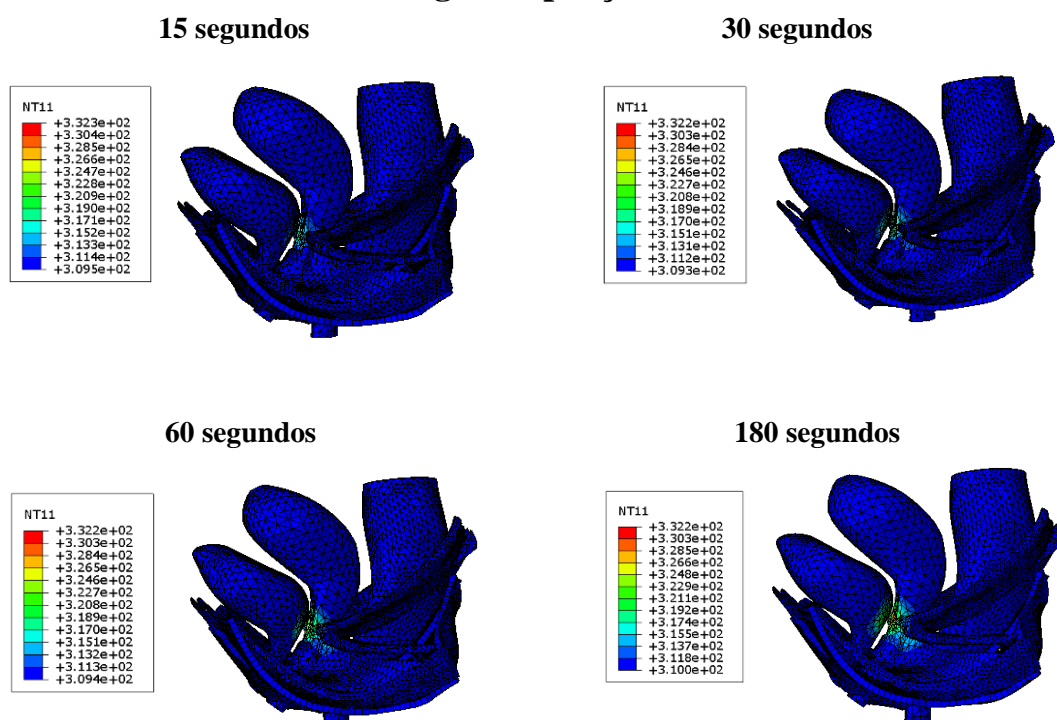


Figura 4.12 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na segunda porção do canal vaginal.

Terceira porção

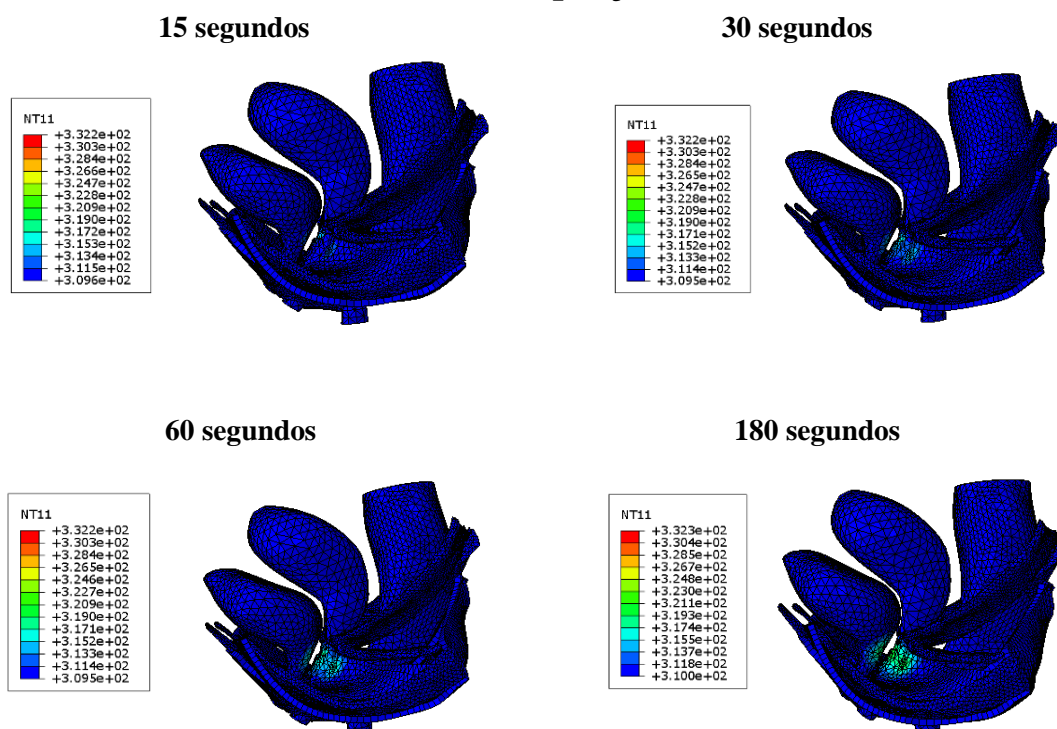


Figura 4.13 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na terceira porção do canal vaginal.

Quarta porção

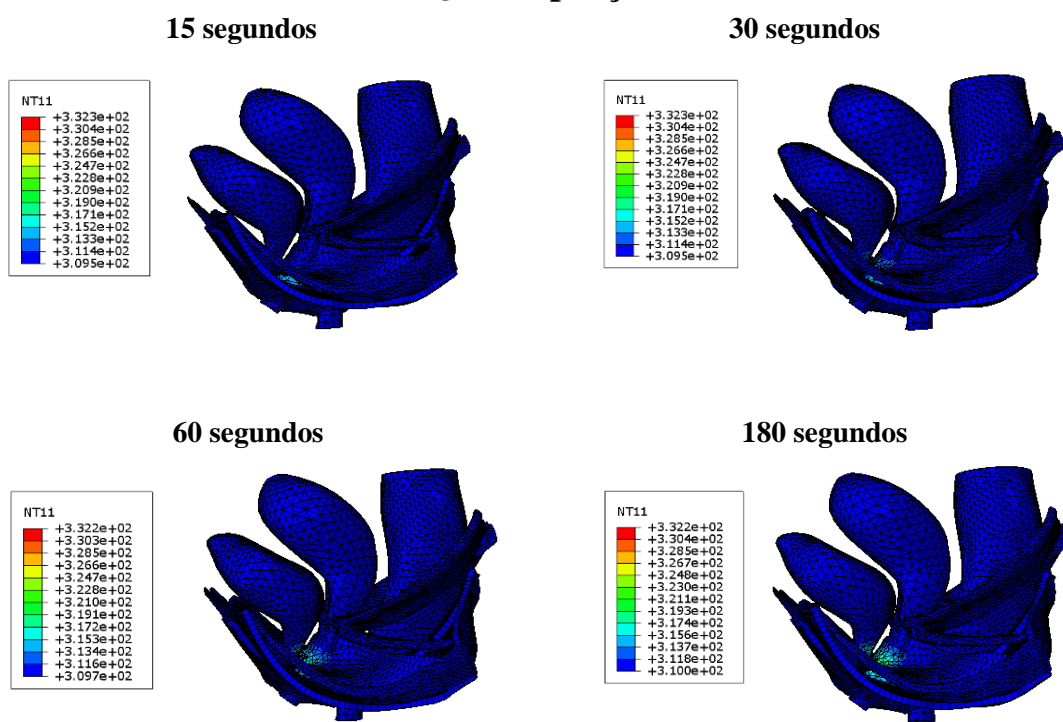


Figura 4.14 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na quarta porção do canal vaginal.

Quinta porção

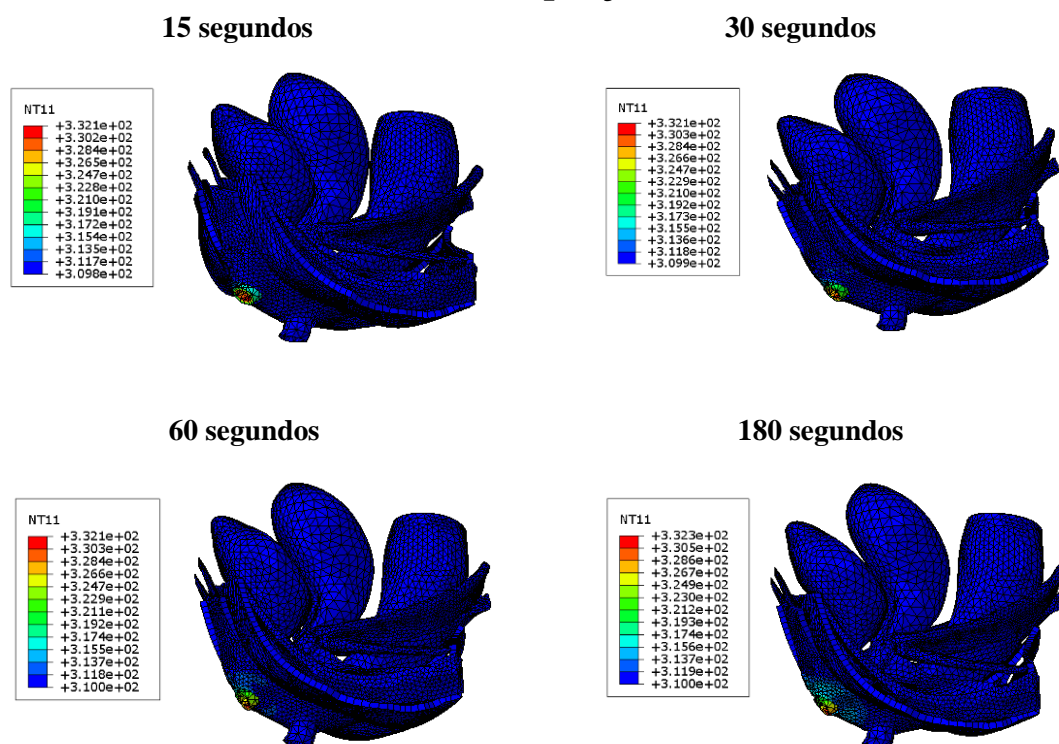


Figura 4.15 – 1º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo de calor máximo inserido na quinta porção do canal vaginal.

As figuras anteriores mostram que à medida que o intervalo de tempo aumenta, as regiões afetadas na cavidade pélvica também aumentam. Basicamente com o aumento do fator tempo ocorre uma maior dispersão de calor nos tecidos pélvicos.

Durante as simulações computacionais foram ainda analisados os valores de temperatura máximos em cada estrutura pélvica para os quatro intervalos de tempo definidos (15, 30, 60 e 180 segundos). As estruturas que não se encontram representadas nos seguintes gráficos e tabelas apresentam uma temperatura igual ou próxima de 310 K ($\approx 37^\circ\text{C}$). É de referir que a análise gráfica apenas foi feita para o intervalo de tempo de 15 e 60 segundos. Não foi necessário impor as outras representações, uma vez que o objetivo era apenas demonstrar o aumento da temperatura máxima das estruturas pélvicas com o fator tempo, fenómeno ocorrido em todos os intervalos de tempo definidos.

Primeira porção

Tabela 4.9 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [$^\circ\text{C}$]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59 $^\circ\text{C}$	59 $^\circ\text{C}$	59 $^\circ\text{C}$	59 $^\circ\text{C}$
Bexiga	41 $^\circ\text{C}$	44 $^\circ\text{C}$	48 $^\circ\text{C}$	52 $^\circ\text{C}$
Ligamentos uterosacrais	40 $^\circ\text{C}$	43 $^\circ\text{C}$	45 $^\circ\text{C}$	49 $^\circ\text{C}$
Reto	37 $^\circ\text{C}$	38 $^\circ\text{C}$	39 $^\circ\text{C}$	41 $^\circ\text{C}$

Primeira porção - 15 segundos

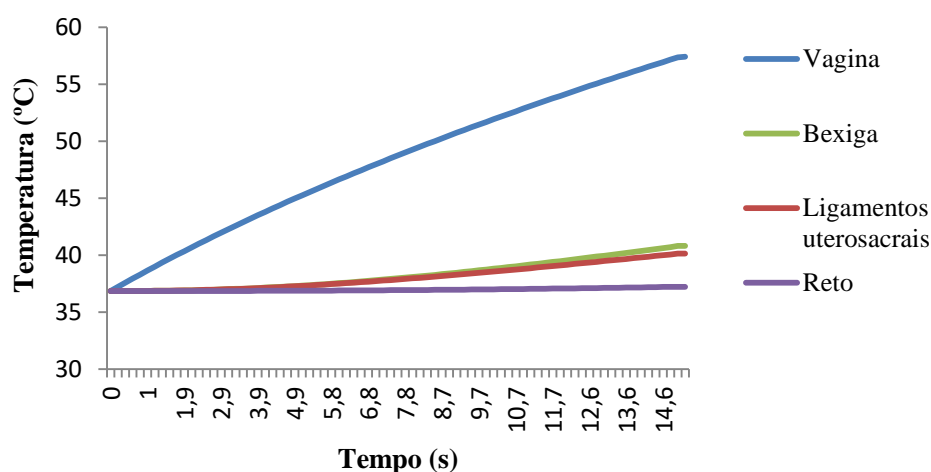


Figura 4.16 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

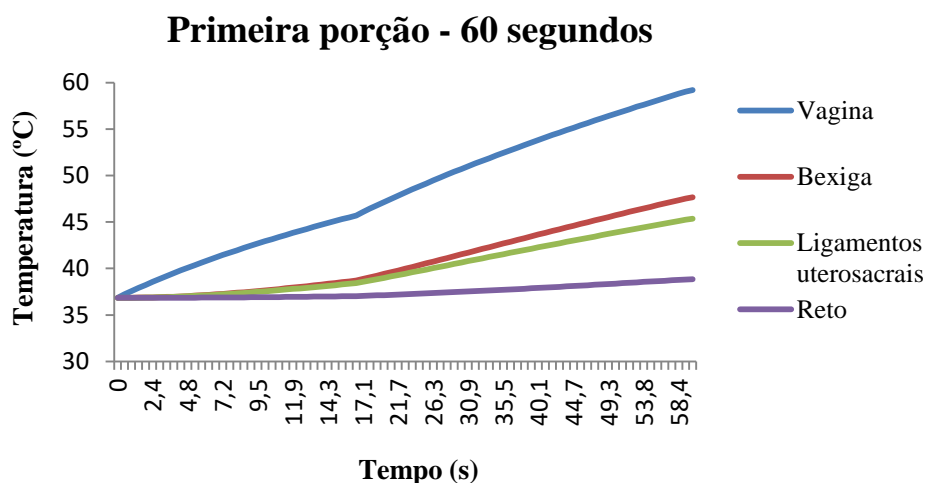


Figura 4.17 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

Segunda porção

Tabela 4.10 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – segunda porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	42°C	47°C	51°C	57°C
Ligamentos uterosacrais	43°C	46°C	48°C	50°C
Ligamentos cardinais	43°C	46°C	48°C	50°C
Fáscia endopélvica	39°C	40°C	41°C	43°C

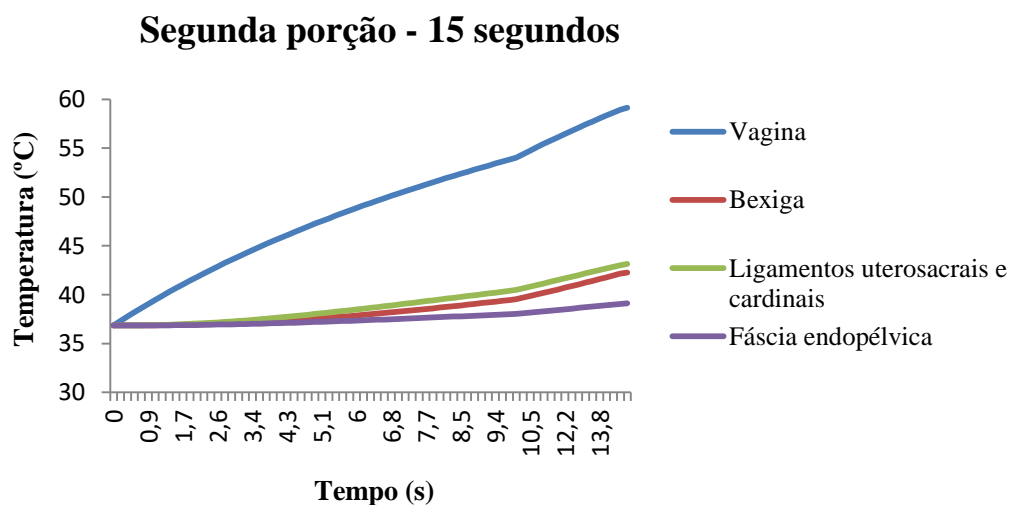


Figura 4.18 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – segunda porção do canal vaginal.

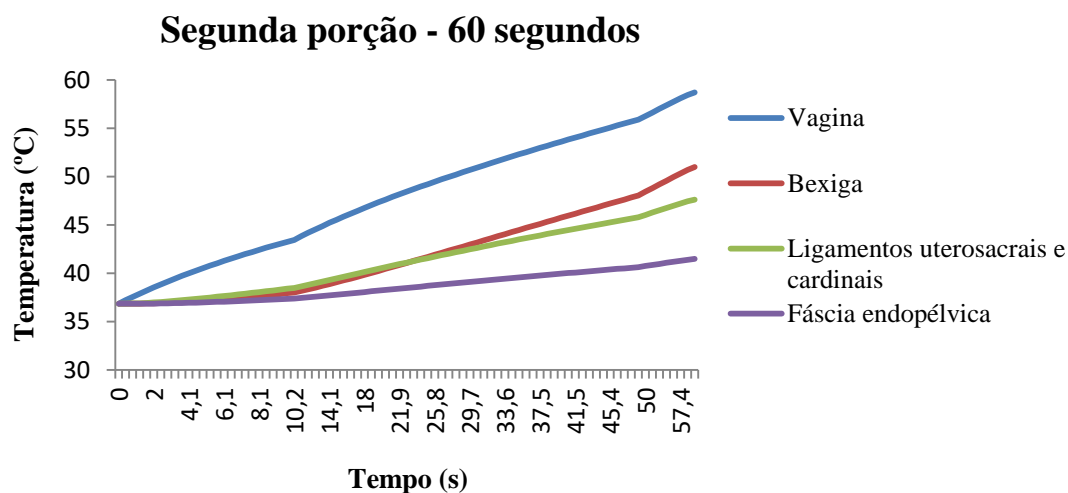


Figura 4.19 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – segunda porção do canal vaginal.

Terceira porção

Tabela 4.11 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – terceira porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	40°C	42°C	44°C	47°C
Uretra	40°C	42°C	44°C	47°C
Ligamentos cardinais	40°C	42°C	43°C	44°C
Fáscia endopélvica	42°C	44°C	47°C	49°C
Reto	37°C	38°C	39°C	42°C

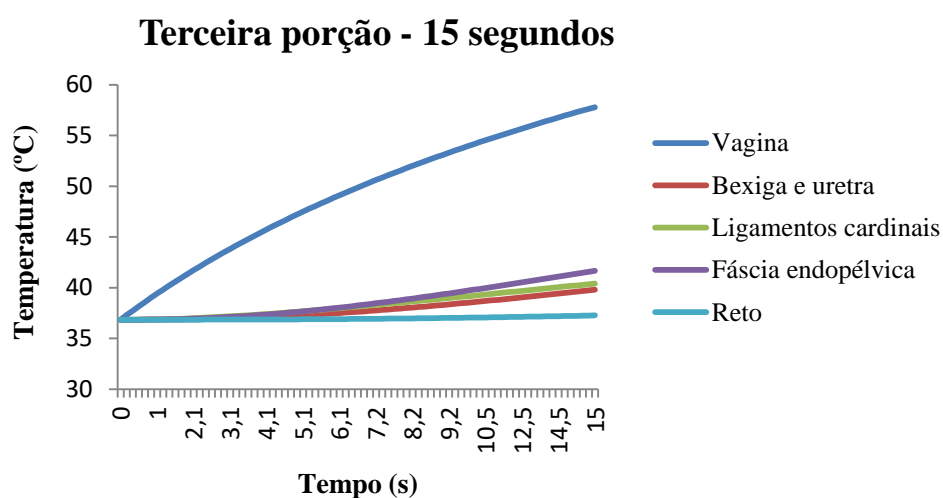


Figura 4.20 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – terceira porção do canal vaginal.

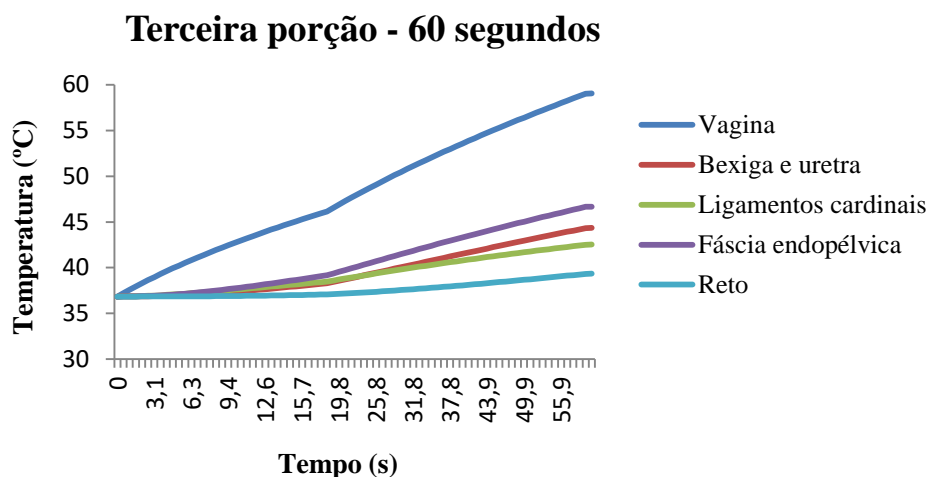


Figura 4.21 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – terceira porção do canal vaginal.

Quarta porção

Tabela 4.12 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – quarta porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Uretra	39°C	41°C	42°C	44°C
Ligamentos pubouretrais	39°C	40°C	42°C	44°C
Fáscia endopélvica	40°C	42°C	44°C	46°C
<i>Levator ani</i>	38°C	39°C	40°C	41°C
Reto	37°C	38°C	39°C	41°C

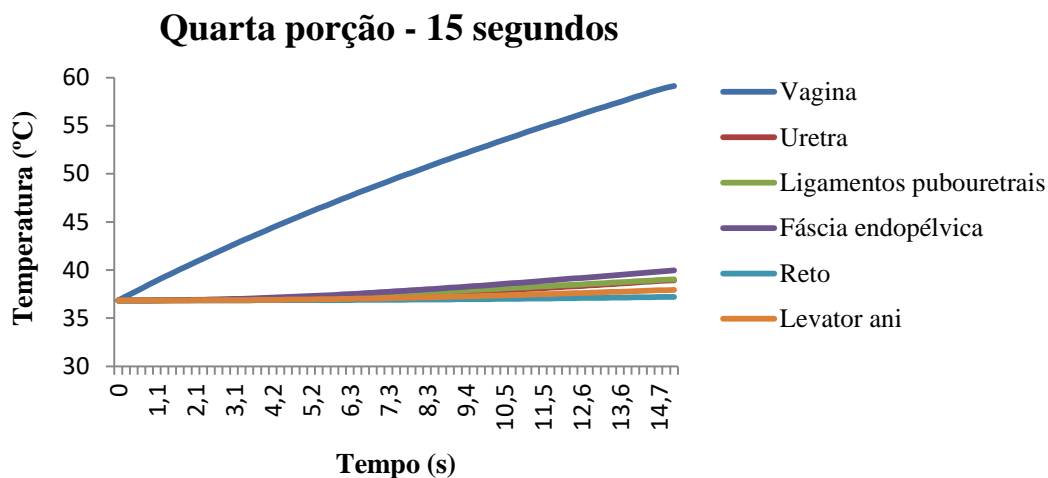


Figura 4.22 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – quarta porção do canal vaginal.

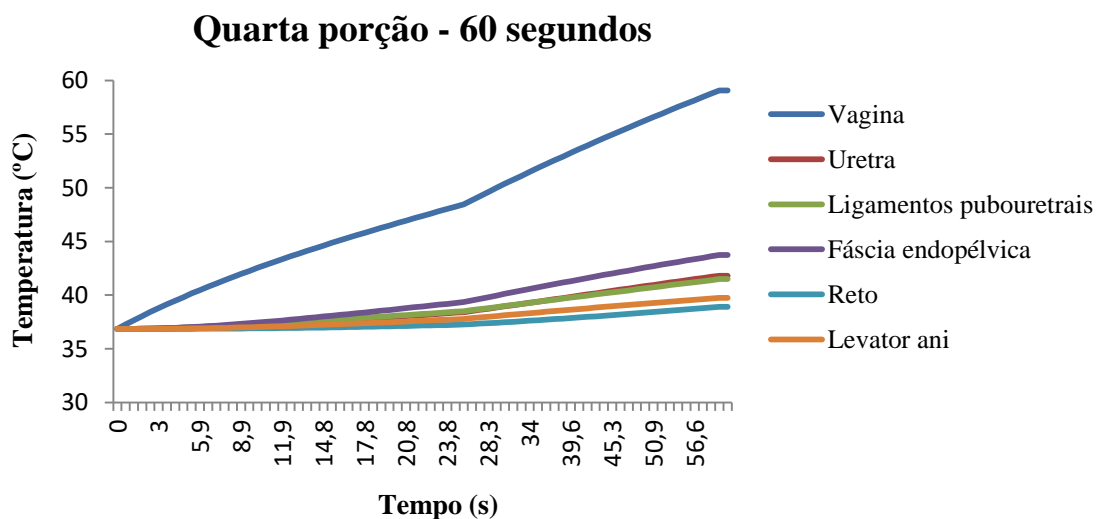


Figura 4.23 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – quarta porção do canal vaginal.

Quinta porção

Tabela 4.13 – 1º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – quinta porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Uretra	40°C	42°C	43°C	44°C
Ligamentos pubouretrais	40°C	42°C	43°C	43°C
Fáscia endopélvica	39°C	41°C	42°C	42°C
<i>Levator ani</i>	41°C	43°C	44°C	46°C

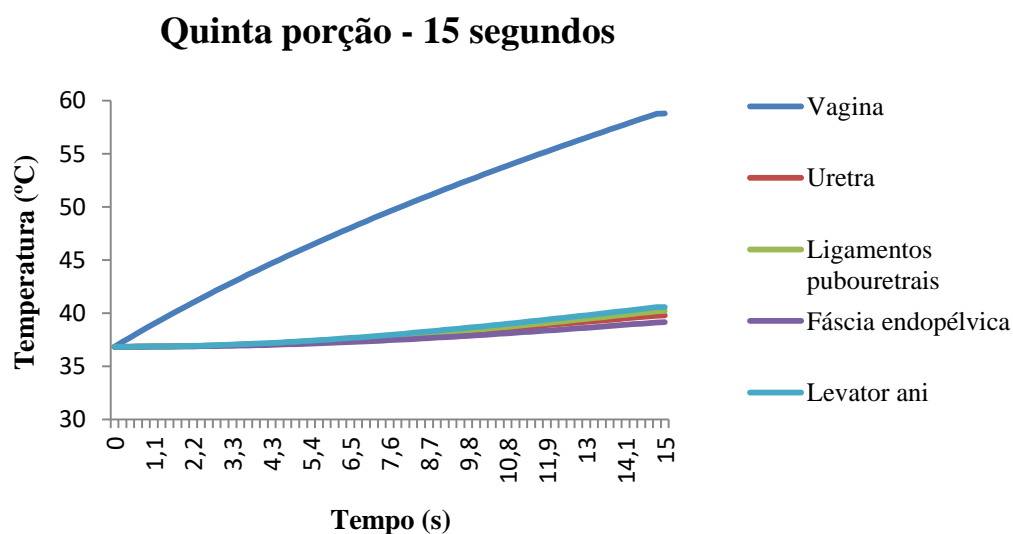


Figura 4.24 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – quinta porção do canal vaginal.

Quinta porção - 60 segundos

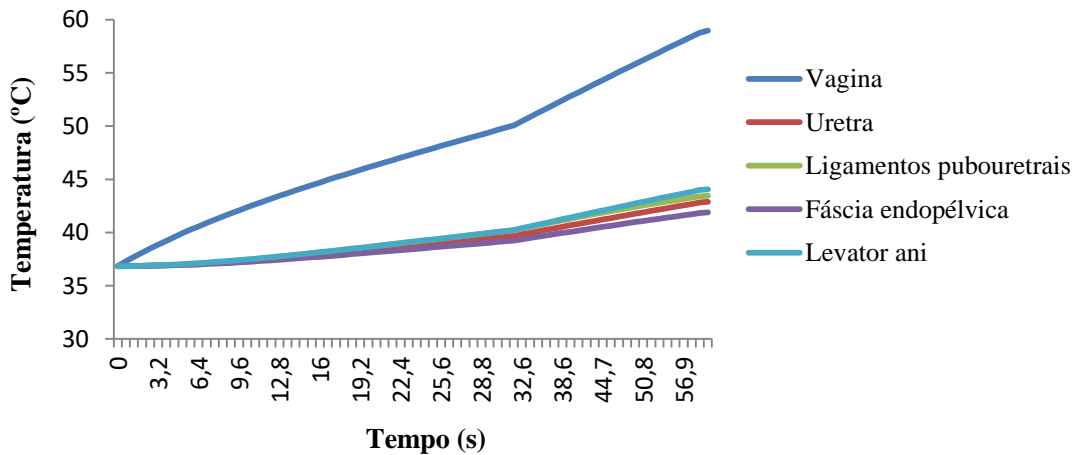


Figura 4.25 – 1º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – quinta porção do canal vaginal.

Através dos gráficos e tabelas anteriores foi possível concluir que a variável tempo é diretamente proporcional à temperatura nas regiões afetadas. A vagina é a única estrutura que apresenta um valor constante em todas as tabelas, uma vez que é o local onde o fluxo de calor máximo é sempre imposto. Desta forma, a temperatura máxima de 59 °C será sempre atingida no canal vaginal.

4.3.2 – 2º Método – Imposição do fluxo de calor ao longo de todo o canal vaginal

O método referido nesta subsecção é muito idêntico ao método anterior. Aqui a diferença reside no modo de imposição do fluxo de calor. No primeiro método, o fluxo era imposto ao longo de cinco porções circunferenciais do canal vaginal, sem ocorrer sobreposição das mesmas. Neste método ocorre sobreposição, isto é, no início o laser atuou na primeira porção, e depois na primeira e segunda, e assim sucessivamente. É de salientar que a última simulação realizada com esta abordagem é uma simulação referente à aplicação do fluxo de calor ao longo de todo o canal vaginal (Figura 4.26).

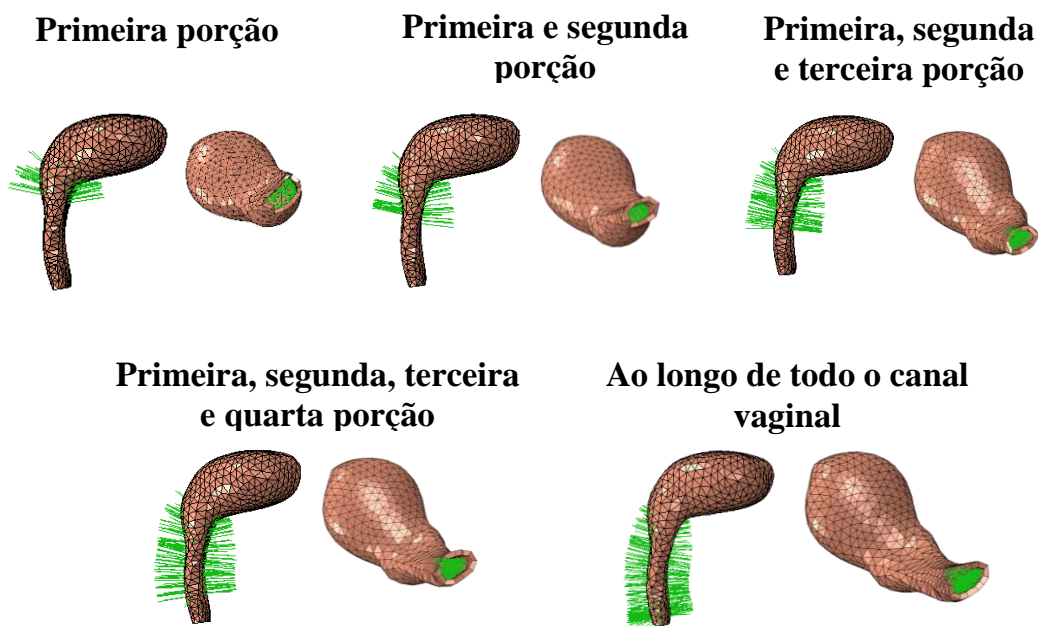


Figura 4.26 – Fluxo de calor máximo aplicado ao longo de todo o canal vaginal.

Na Tabela 4.14 são apresentados os valores de fluxo máximo em todas as porções do canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos), tal como foi realizado no método anterior.

Tabela 4.14 – 2º Método: Valores de fluxo máximo ao longo de todo o canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos).

	Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Primeira porção	8.10	5.00	3.30	1.75
Primeira e segunda porção	7.70	4.75	2.95	1.30
Primeira, segunda e terceira porção	7.65	4.73	2.90	1.27
Primeira, segunda, terceira e quarta porção	7.70	4.75	2.90	1.23
Todo o canal vaginal	7.70	4.75	2.90	1.23

De forma a visualizar as regiões afetadas pelo fluxo de calor ao longo do tempo, as figuras referentes à distribuição de temperatura máxima são apresentadas de seguida.

Primeira porção

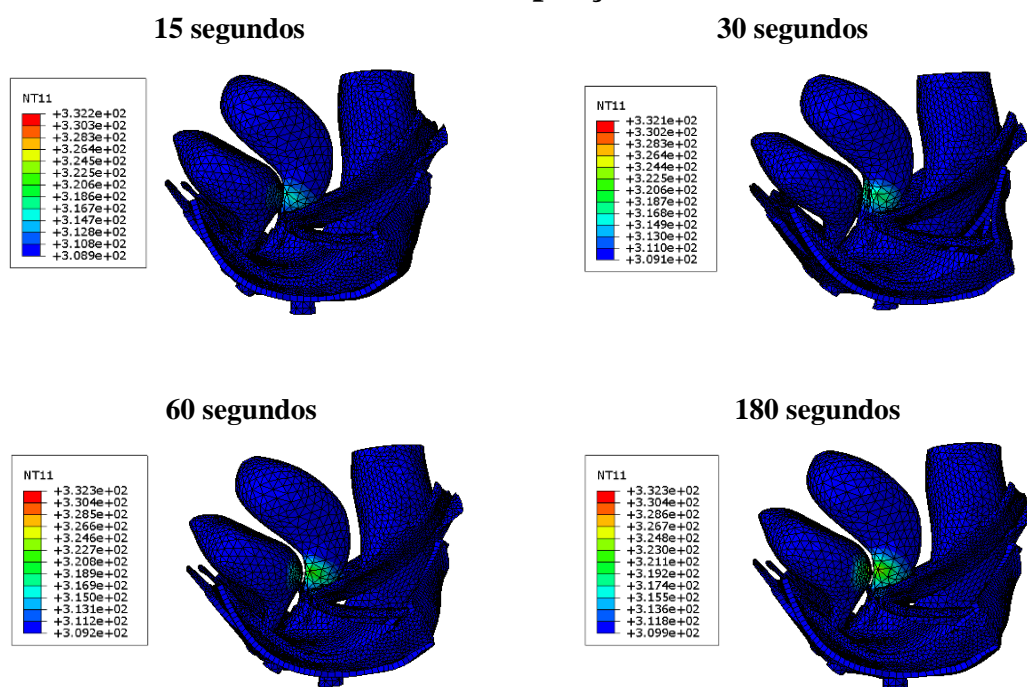


Figura 4.27 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira porção do canal vaginal.

Primeira e segunda porção

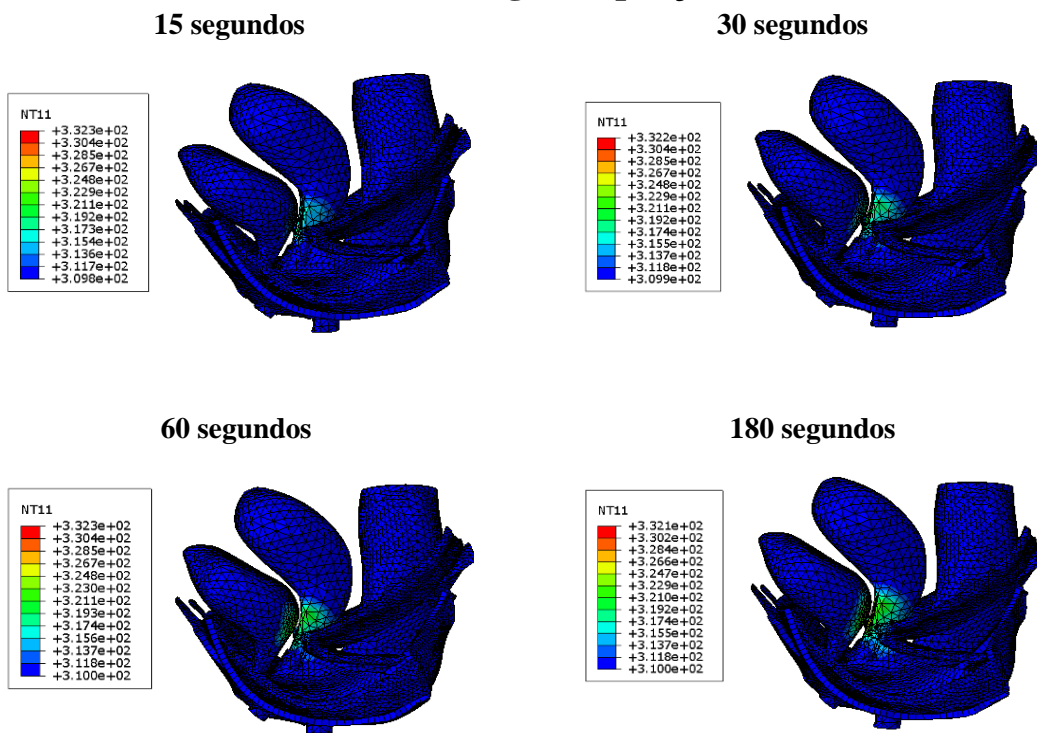


Figura 4.28 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira e segunda porção do canal vaginal.

Primeira, segunda e terceira porção

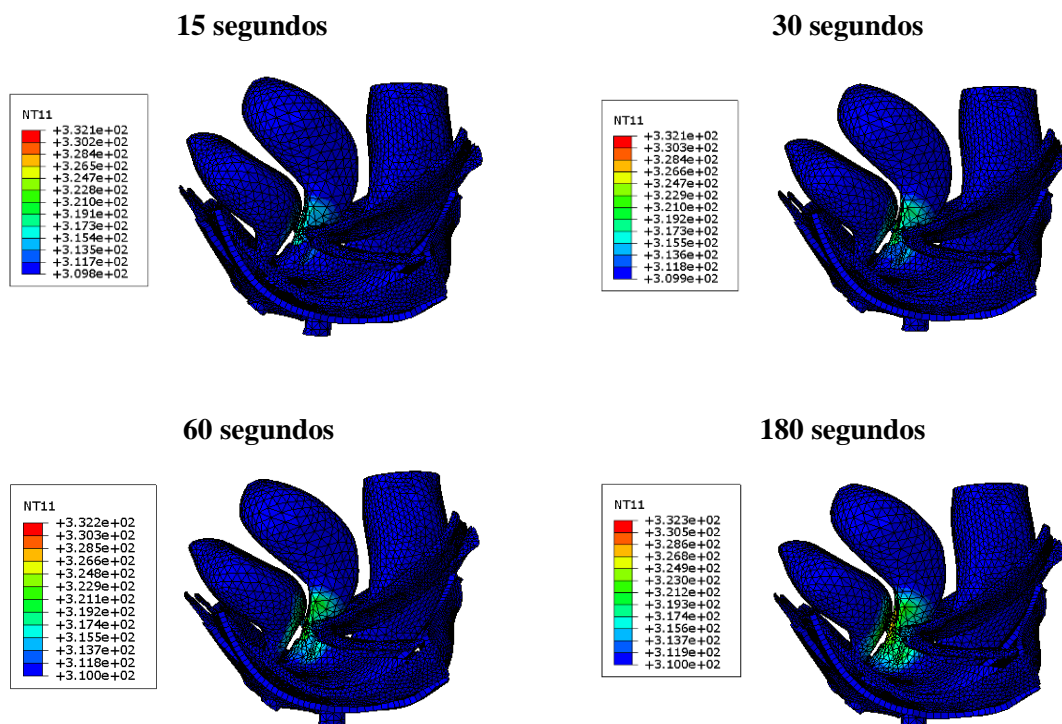


Figura 4.29 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira, segunda e terceira porção do canal vaginal.

Primeira, segunda, terceira e quarta porção

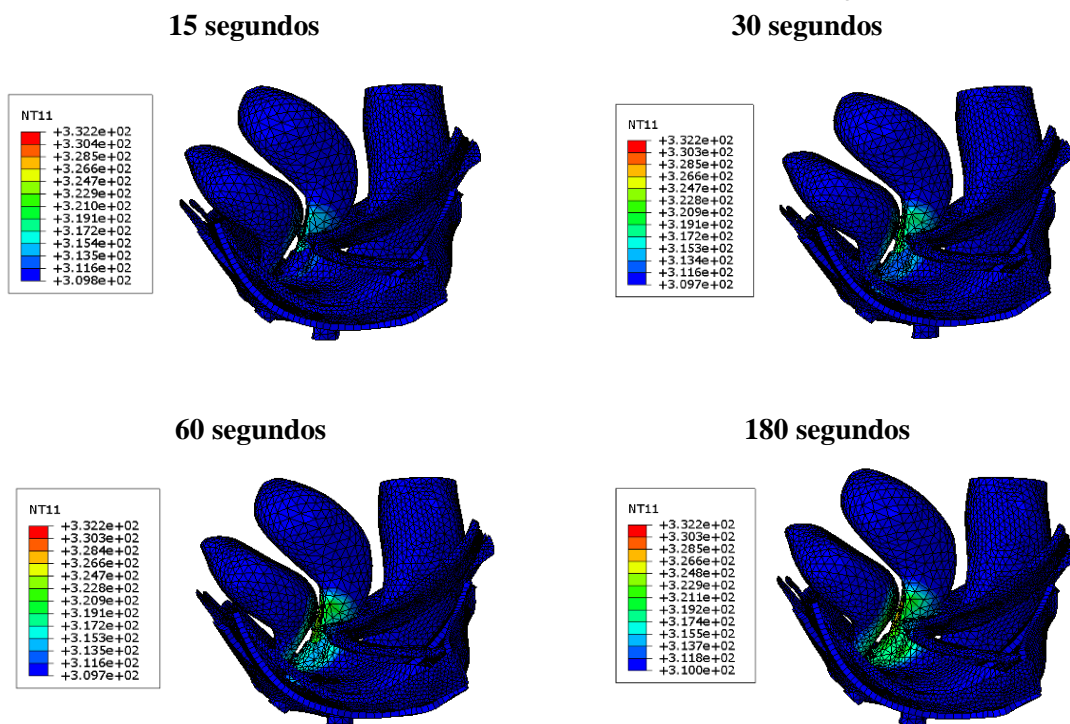


Figura 4.30 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira, segunda, terceira e quarta porção do canal vaginal.

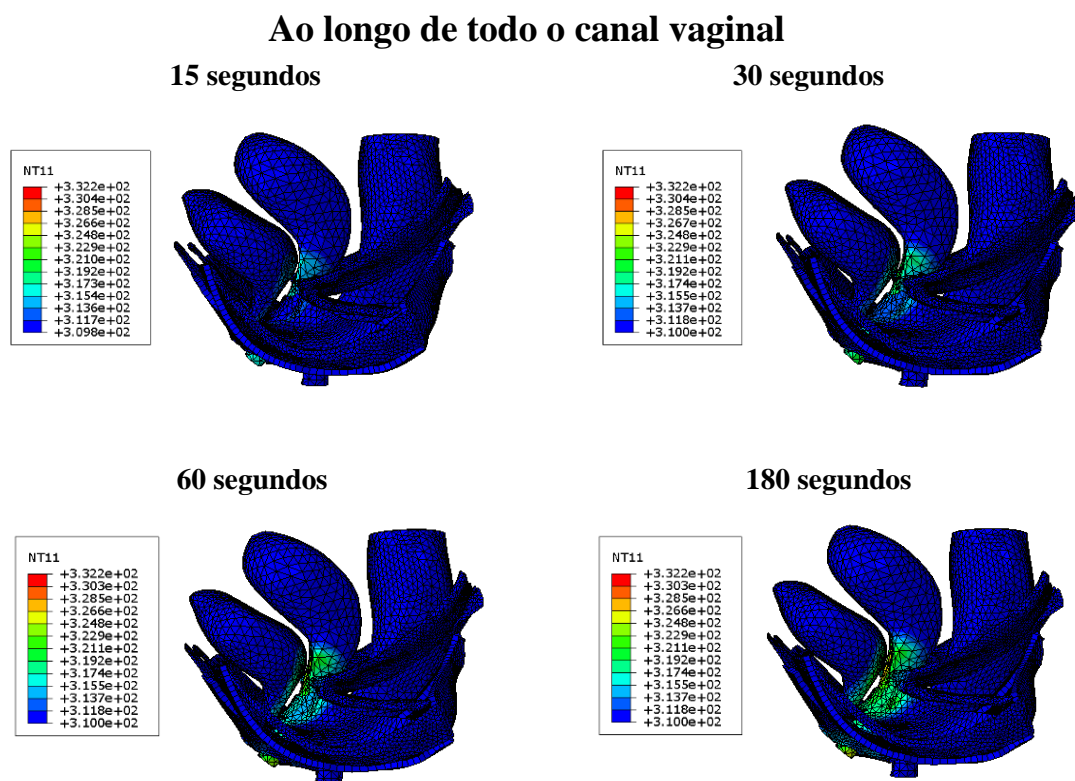


Figura 4.31 – 2º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto ao longo de todo o canal vaginal.

À semelhança do que foi realizado no método anterior foram obtidos os valores de temperatura máxima em cada estrutura pélvica para os quatro intervalos de tempo definidos (15, 30, 60 e 180 segundos). Tal como no primeiro método apenas estão demonstradas as representações gráficas referentes aos intervalos de tempo de 15 e 60 segundos.

Primeira porção

Tabela 4.15 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	41°C	44°C	48°C	52°C
Ligamentos uterosacrais	40°C	43°C	45°C	49°C
Reto	37°C	38°C	39°C	41°C

Primeira porção - 15 segundos

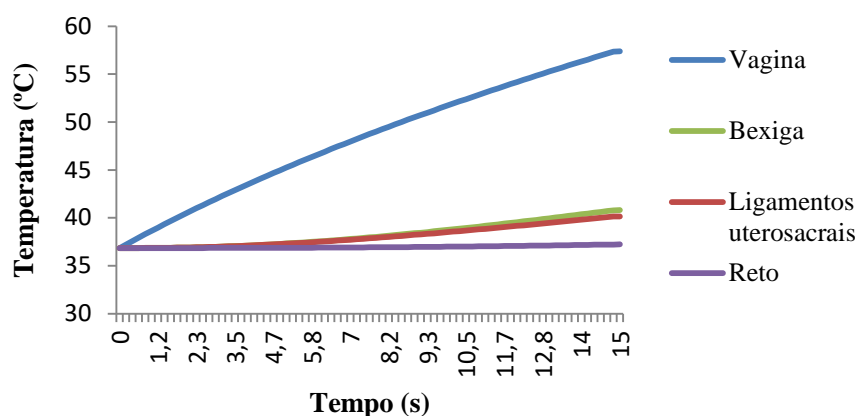


Figura 4.32 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

Primeira porção - 60 segundos

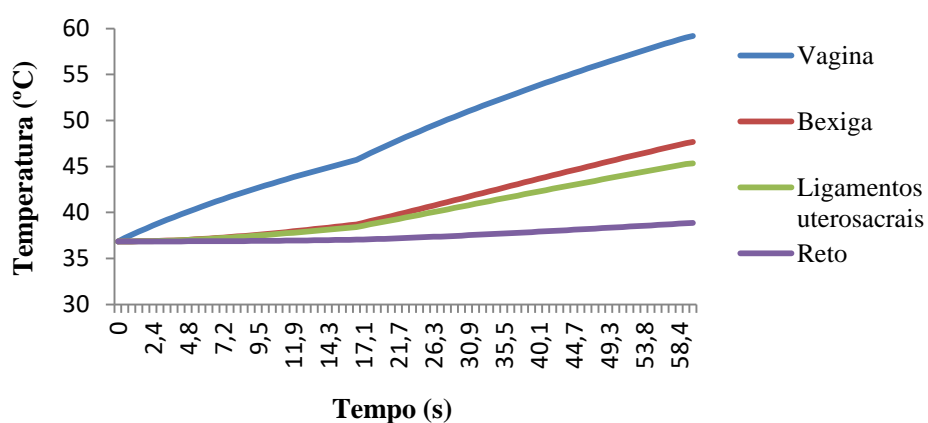


Figura 4.33 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

Primeira e segunda porção

Tabela 4.16 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira e segunda porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	43°C	46°C	50°C	55°C
Ligamentos uterosacrais	43°C	48°C	52°C	54°C
Ligamentos cardinais	43°C	48°C	52°C	54°C
Fáscia endopélvica	39°C	40°C	41°C	43°C

Primeira e segunda porção - 15 segundos

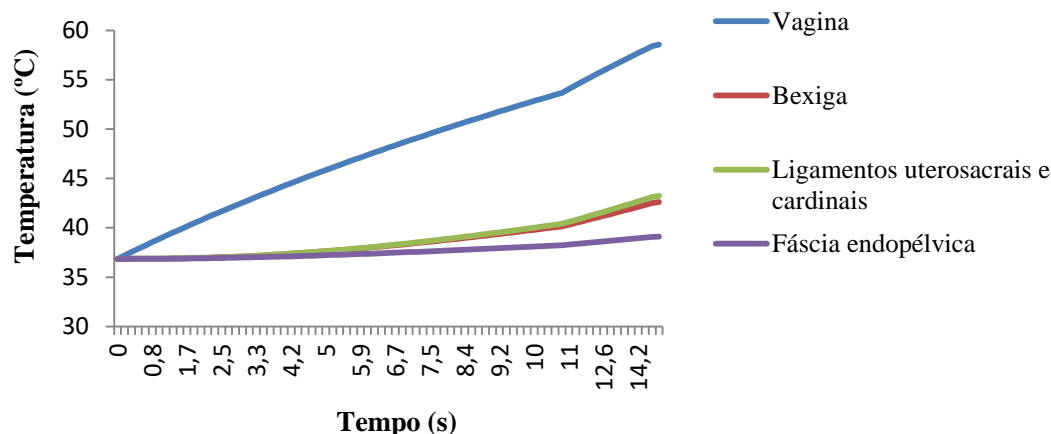


Figura 4.34 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira e segunda porção do canal vaginal.

Primeira e segunda porção - 60 segundos

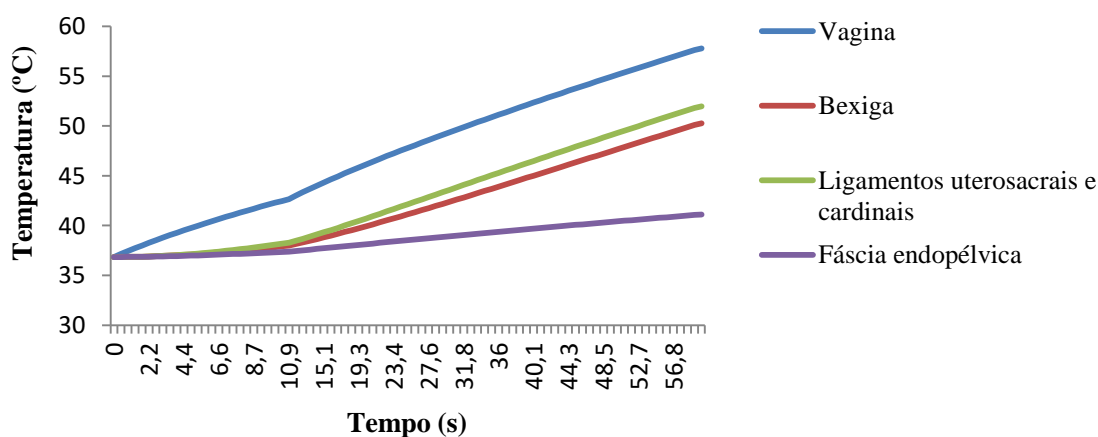


Figura 4.35 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira e segunda porção do canal vaginal.

Primeira, segunda e terceira porção

Tabela 4.17 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira, segunda e terceira porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	43°C	47°C	50°C	55°C

Uretra	43°C	47°C	50°C	55°C
Ligamentos uterosacrais	45°C	48°C	52°C	55°C
Ligamentos cardinais	45°C	48°C	52°C	55°C
Fáscia endopélvica	41°C	44°C	46°C	48°C
Reto	37°C	38°C	39°C	42°C

Primeira, segunda e terceira porção - 15 segundos

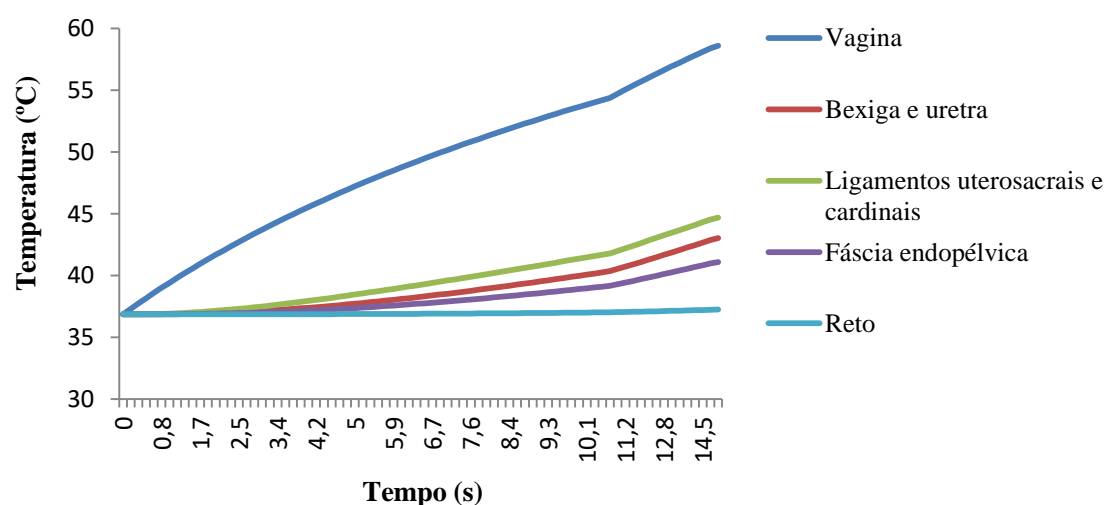


Figura 4.36 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira, segunda e terceira porção do canal vaginal.

Primeira, segunda e terceira porção - 60 segundos

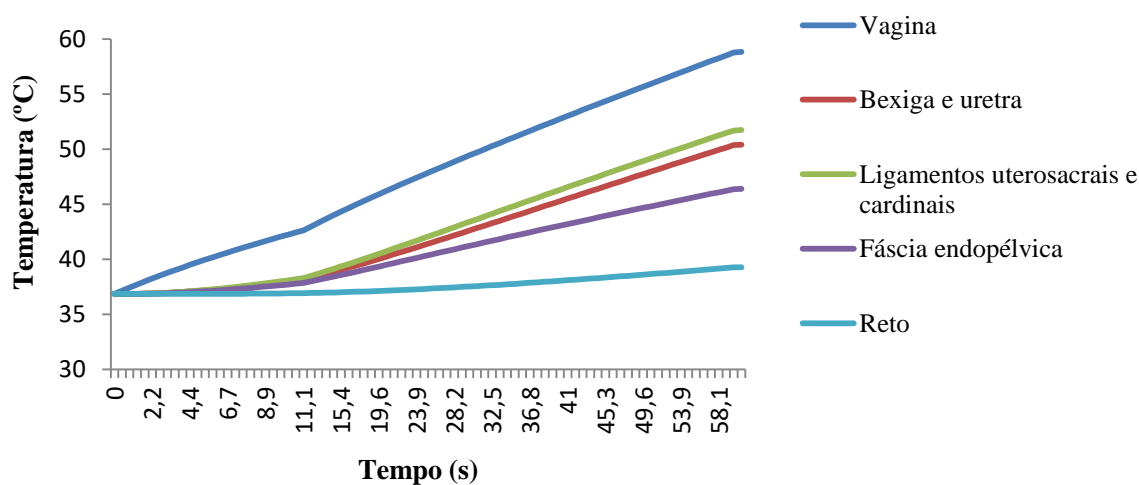


Figura 4.37 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira, segunda e terceira porção do canal vaginal.

Primeira, segunda, terceira e quarta porção

Tabela 4.18 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira, segunda, terceira e quarta porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	43°C	47°C	50°C	54°C
Uretra	43°C	47°C	50°C	54°C
Ligamentos uterosacrais	45°C	48°C	52°C	54°C
Ligamentos cardinais	45°C	48°C	52°C	54°C
Ligamentos pubouretrais	39°C	40°C	41°C	43°C
Fáscia endopélvica	41°C	44°C	47°C	49°C
<i>Levator ani</i>	38°C	39°C	40°C	40°C
Reto	37°C	39°C	41°C	44°C

Primeira, segunda, terceira e quarta porção - 15 segundos

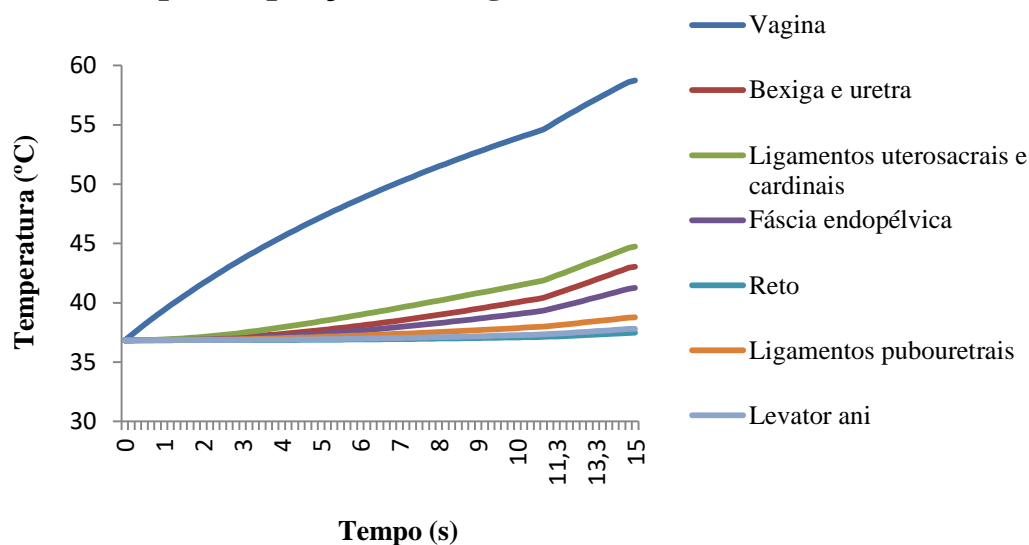


Figura 4.38 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira, segunda, terceira e quarta porção do canal vaginal.

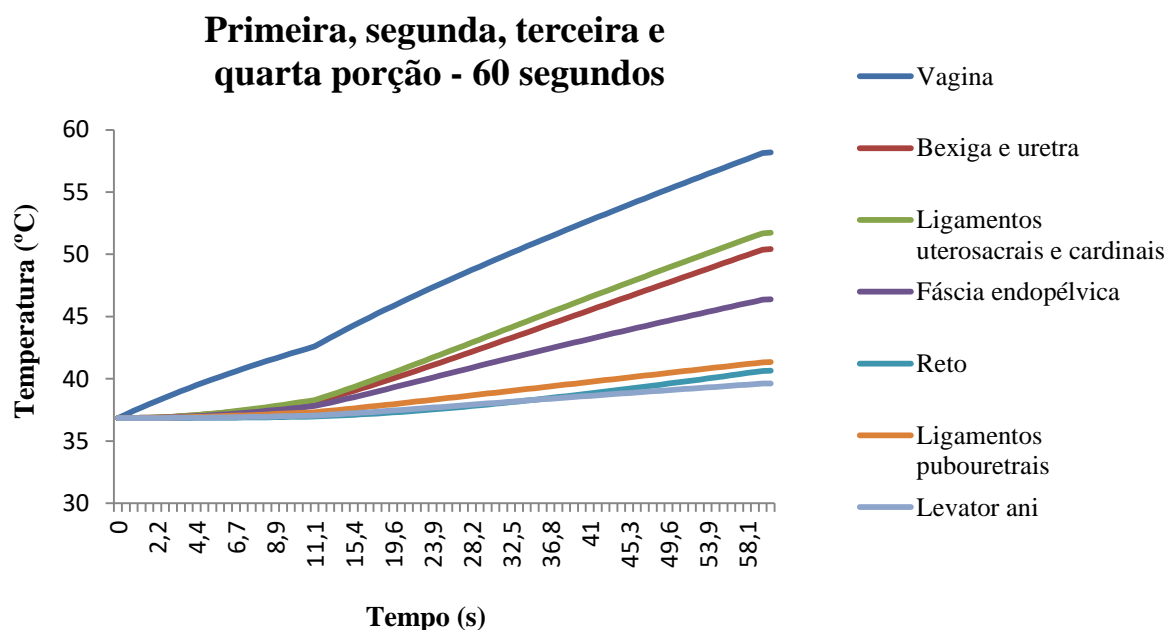


Figura 4.39 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira, segunda, terceira e quarta porção do canal vaginal.

Ao longo de todo o canal vaginal

Tabela 4.19 – 2º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – ao longo de todo o canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	43°C	47°C	50°C	54°C
Uretra	43°C	47°C	50°C	54°C
Ligamentos uterosacrais	45°C	48°C	52°C	54°C
Ligamentos cardinais	45°C	48°C	52°C	54°C
Ligamentos pubouretrais	41°C	44°C	46°C	45°C
Fáscia endopélvica	41°C	44°C	47°C	49°C
<i>Levator ani</i>	40°C	42°C	44°C	45°C
Reto	37°C	39°C	41°C	44°C

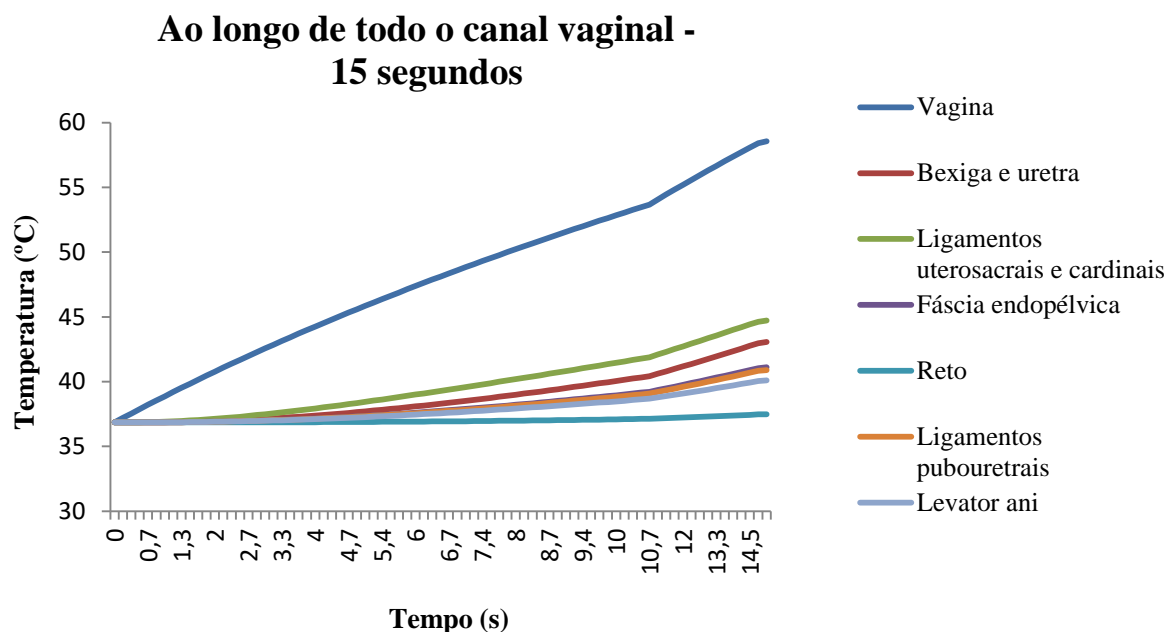


Figura 4.40 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – ao longo de todo o canal vaginal.

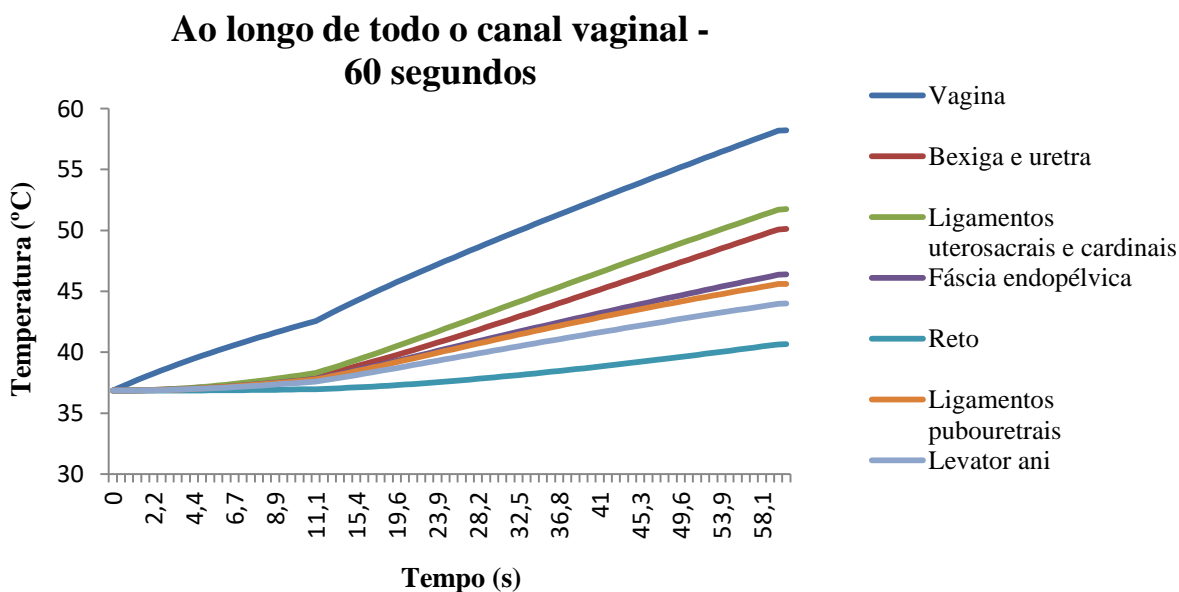


Figura 4.41 – 2º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – ao longo de todo o canal vaginal.

4.3.3 – 3º Método – Imposição do fluxo de calor em porções anteriores

No terceiro método o fluxo de calor será inserido na parte anterior do canal vaginal. Para a realização deste procedimento, o canal vaginal foi dividido em cinco porções. Inicialmente, o fluxo foi imposto no início da vagina (inferior ao útero), e depois na segunda porção anterior da

mesma, e assim sucessivamente, sem se sobrepor. A Figura 4.42 mostra a aplicação do fluxo de calor máximo ao longo das cinco porções anteriores do canal vaginal.

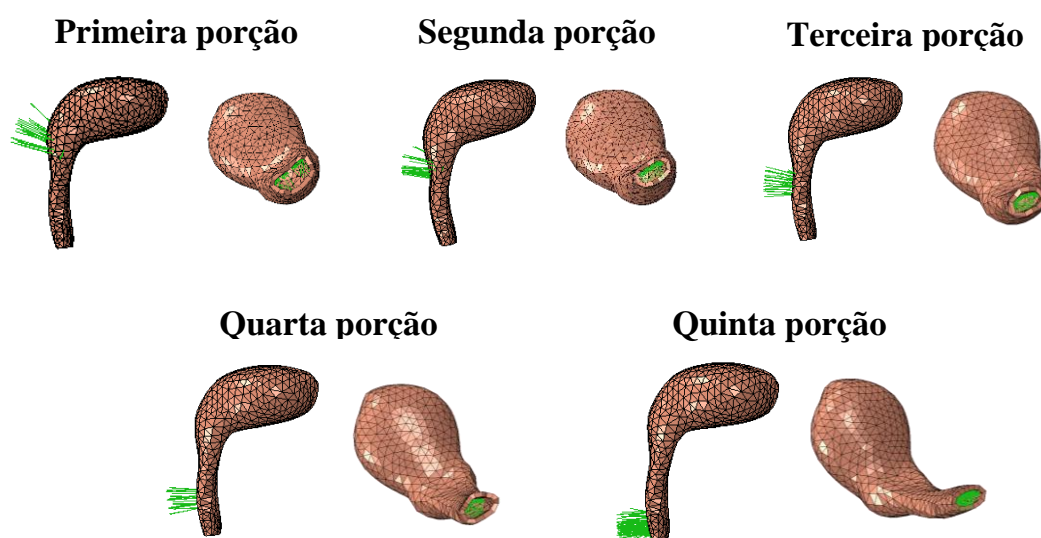


Figura 4.42 – Fluxo de calor máximo aplicado ao longo das várias porções anteriores do canal vaginal.

Na Tabela 4.20 são apresentados os valores de fluxo máximo em todas as porções do canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos), tal como foi realizado nos métodos anteriores.

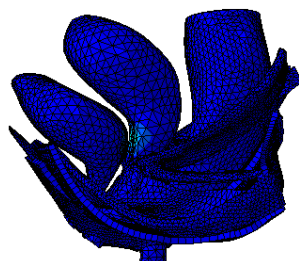
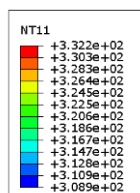
Tabela 4.20 – 3º Método: Valores de fluxo máximo em todas as porções do canal vaginal para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos).

	Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Primeira porção	8.10	5.00	3.33	1.82
Segunda porção	7.75	5.10	3.25	1.70
Terceira porção	8.75	5.70	3.95	2.30
Quarta porção	9.20	6.00	4.30	2.85
Quinta porção	9.20	5.85	3.95	2.35

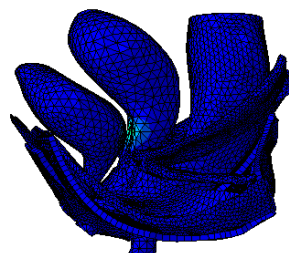
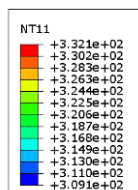
Para visualizar as regiões afetadas pela aplicação do fluxo de calor ao longo do tempo, as figuras referentes à distribuição de temperatura máxima são apresentadas de seguida.

Primeira porção

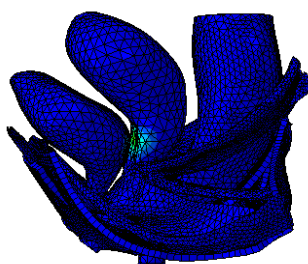
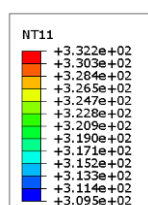
15 segundos



30 segundos



60 segundos



180 segundos

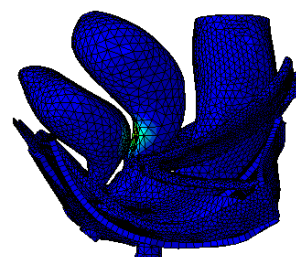
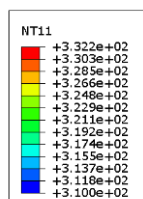
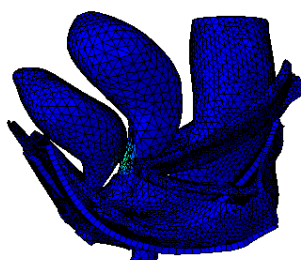
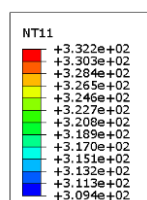


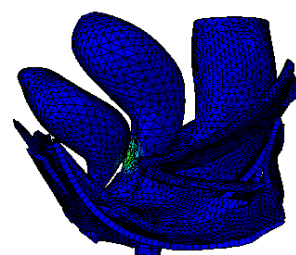
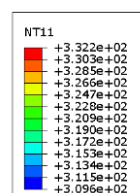
Figura 4.43 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na primeira porção do canal vaginal.

Segunda porção

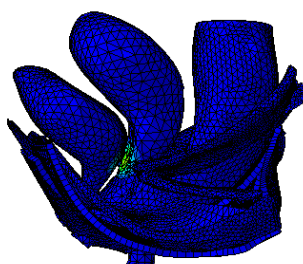
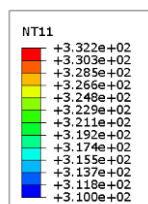
15 segundos



30 segundos



60 segundos



180 segundos

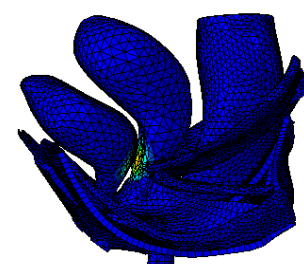
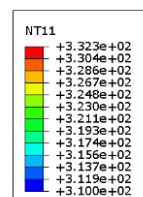


Figura 4.44 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na segunda porção do canal vaginal.

Terceira porção

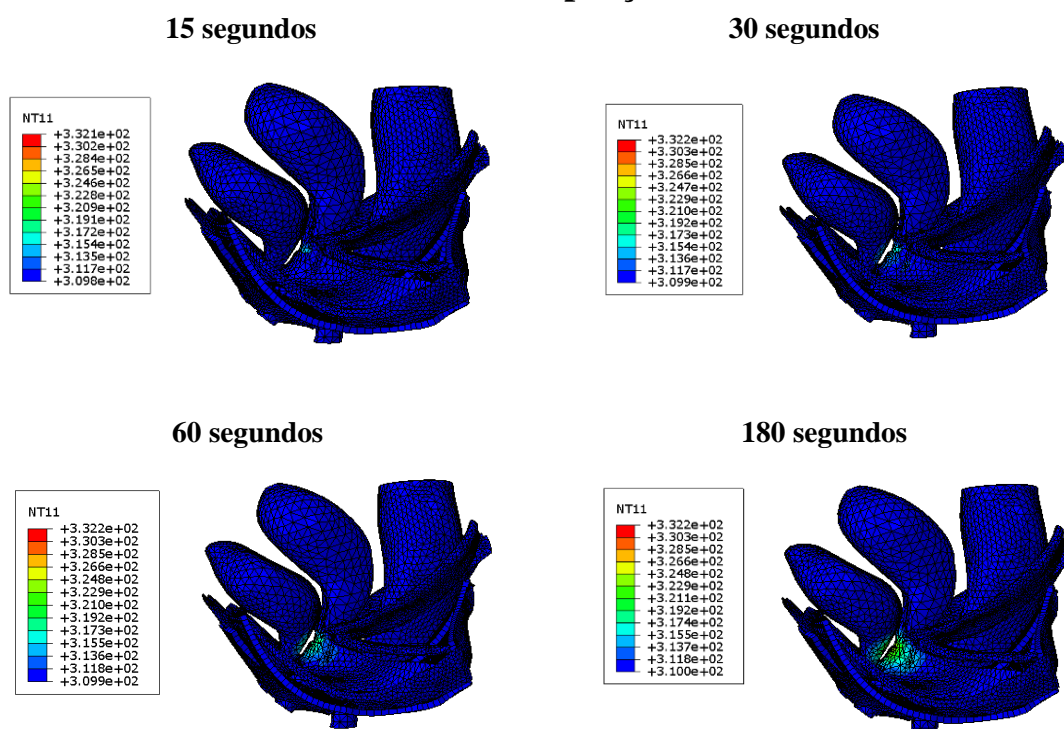


Figura 4.45 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na terceira porção do canal vaginal.

Quarta porção

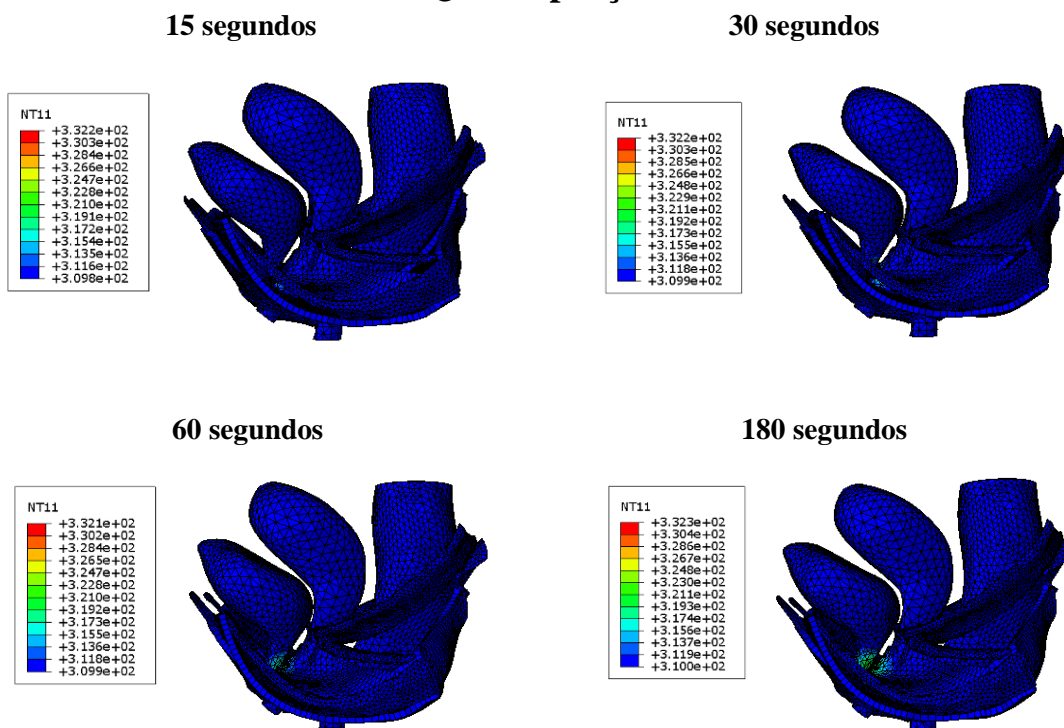


Figura 4.46 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na quarta porção do canal vaginal.

Quinta porção

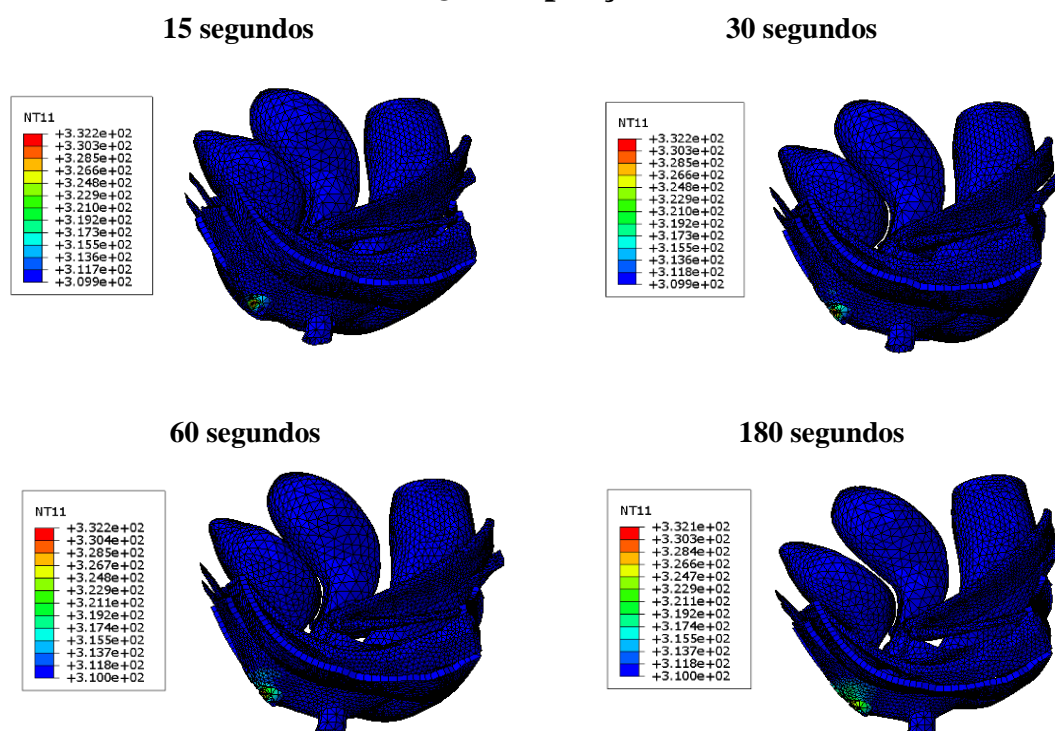


Figura 4.47 – 3º Método: Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fluxo máximo imposto na quinta porção do canal vaginal.

À semelhança do que foi realizado nos métodos anteriores foram obtidos os valores de temperatura máxima em cada estrutura pélvica para os quatro intervalos de tempo definidos (15, 30, 60 e 180 segundos). Tal como no primeiro e segundo método apenas estão demonstradas as representações gráficas referentes aos intervalos de tempo de 15 e 60 segundos.

Primeira porção

Tabela 4.21 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	41°C	44°C	48°C	52°C

Primeira porção - 15 segundos

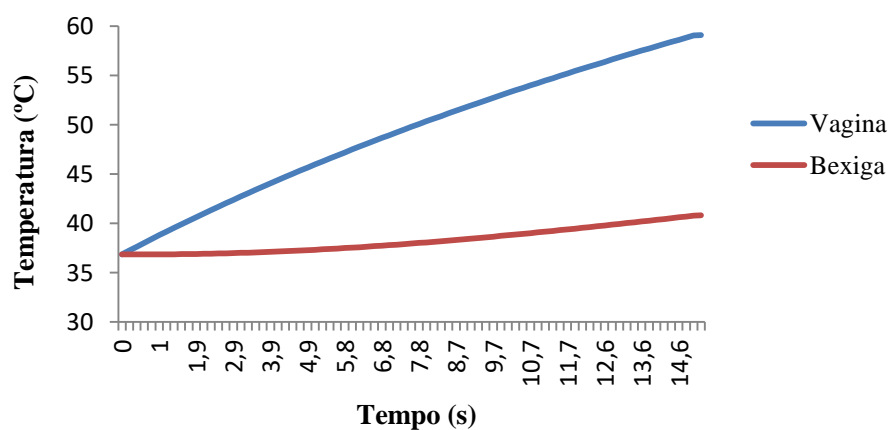


Figura 4.48 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

Primeira porção - 60 segundos

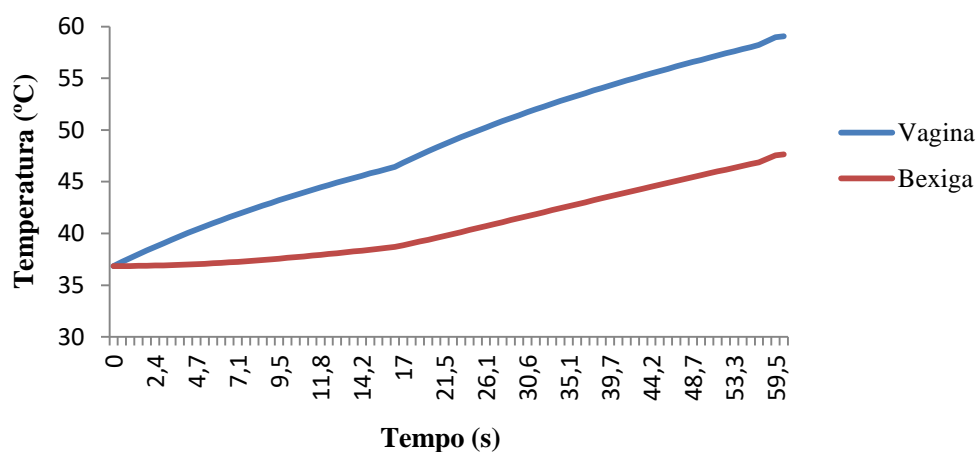


Figura 4.49 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – primeira porção do canal vaginal.

Segunda porção

Tabela 4.22 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – segunda porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	42°C	47°C	51°C	55°C
Ligamentos uterosacrais	42°C	44°C	45°C	47°C
Ligamentos cardinais	42°C	44°C	45°C	47°C
Fáscia endopélvica	37°C	38°C	38°C	40°C

Segunda porção - 15 segundos

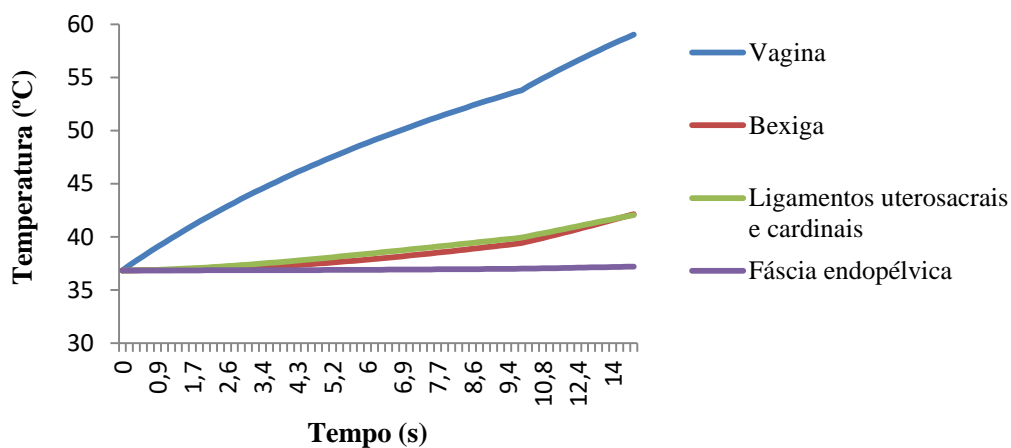


Figura 4.50 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – segunda porção do canal vaginal.

Segunda porção - 60 segundos

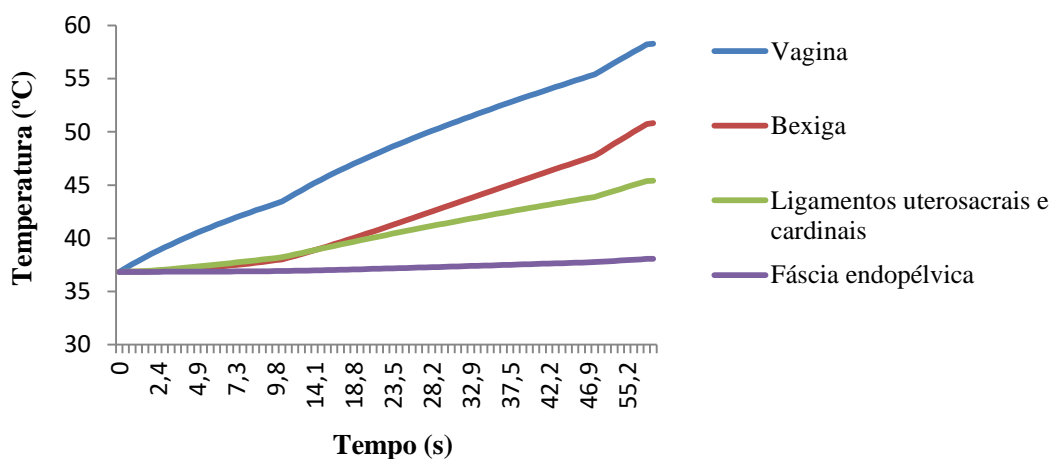


Figura 4.51 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – segunda porção do canal vaginal.

Terceira porção

Tabela 4.23 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – terceira porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Bexiga	40°C	43°C	46°C	51°C
Uretra	40°C	43°C	46°C	51°C
Ligamentos cardinais	40°C	42°C	43°C	45°C

Fáscia endopélvica

41°C

45°C

48°C

52°C

Terceira porção - 15 segundos

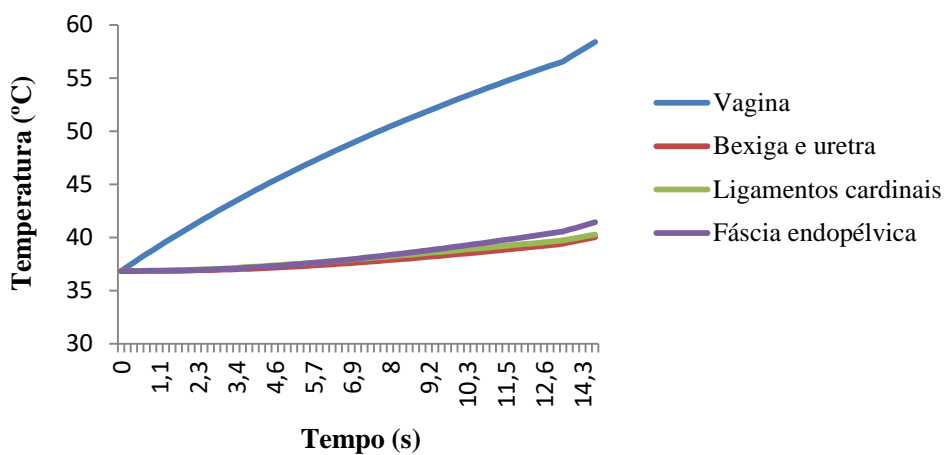


Figura 4.52 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – terceira porção do canal vaginal.

Terceira porção - 60 segundos

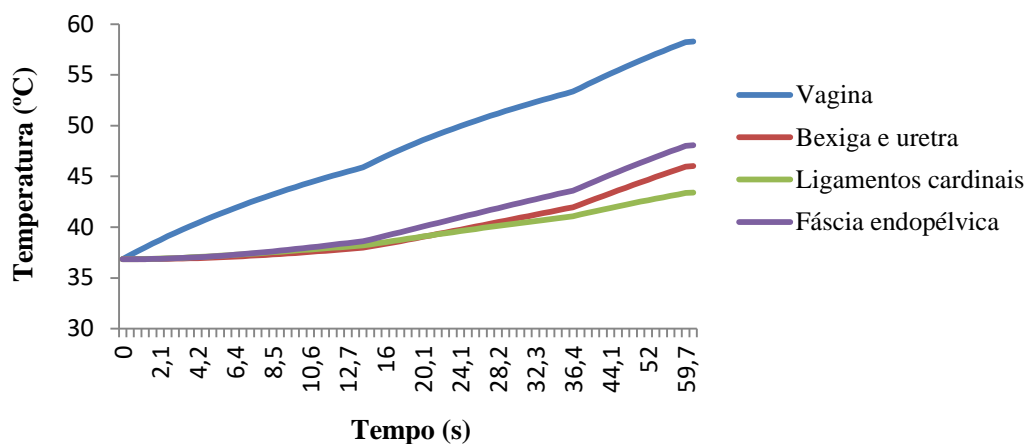


Figura 4.53 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – terceira porção do canal vaginal.

Quarta porção

Tabela 4.24 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – quarta porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C

Uretra	39°C	41°C	44°C	48°C
Ligamentos pubouretrais	38°C	39°C	40°C	43°C
Fáscia endopélvica	40°C	42°C	45°C	50°C

Quarta porção - 15 segundos

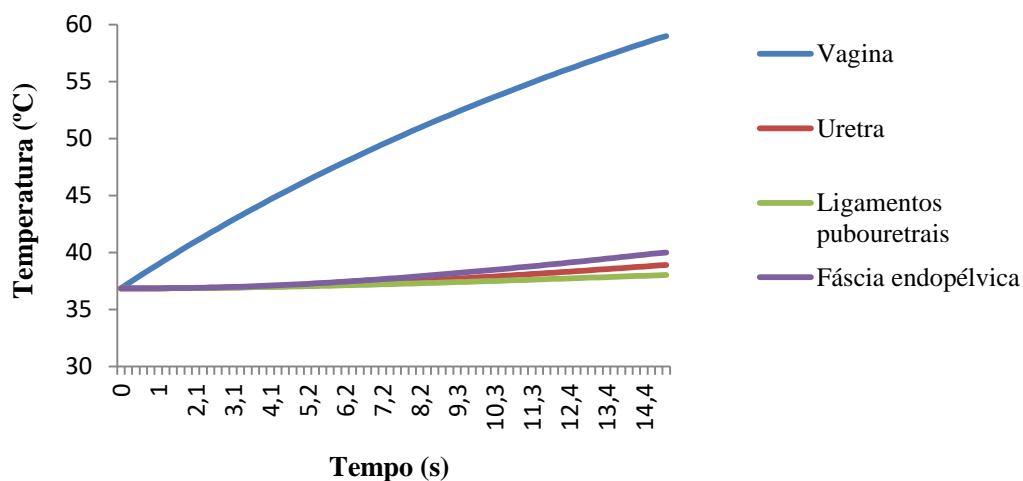


Figura 4.54 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – quarta porção do canal vaginal.

Quarta porção - 60 segundos

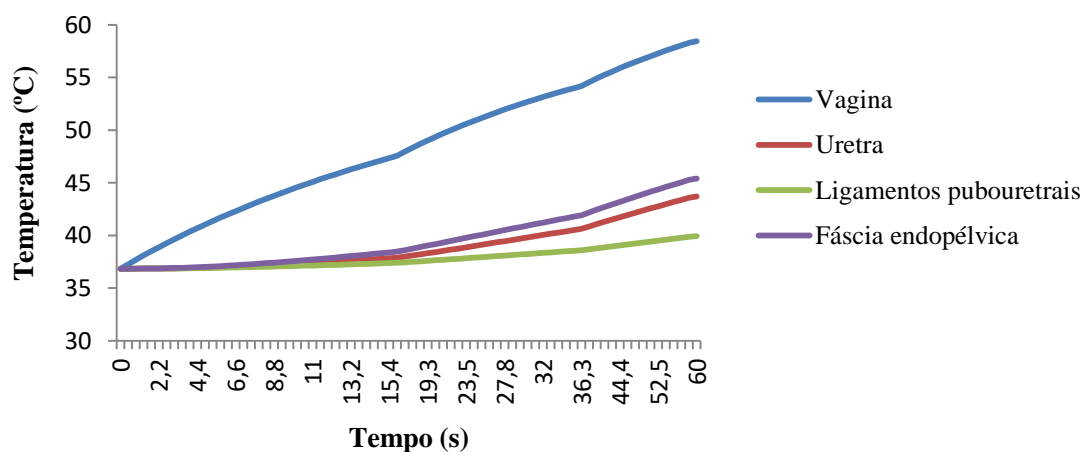


Figura 4.55 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – quarta porção do canal vaginal.

Quinta porção

Tabela 4.25 – 3º Método: Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) – quinta porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	59°C	59°C	59°C	59°C
Uretra	40°C	42°C	45°C	49°C
Ligamentos pubouretrais	40°C	42°C	44°C	46°C
Fáscia endopélvica	39°C	41°C	43°C	46°C
<i>Levator ani</i>	40°C	43°C	46°C	50°C

Quinta porção - 15 segundos

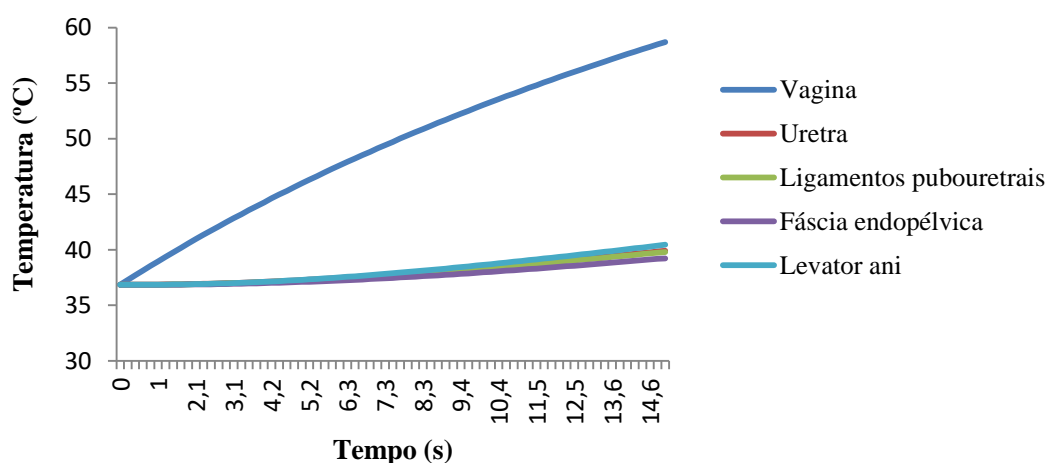


Figura 4.56 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos) – quinta porção do canal vaginal.

Quinta porção - 60 segundos

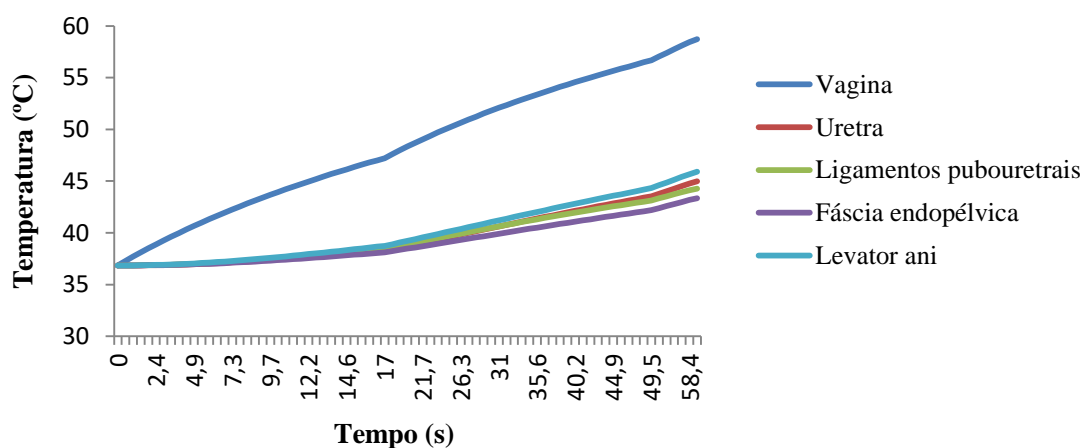


Figura 4.57 – 3º Método: Evolução da temperatura máxima nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos) – quinta porção do canal vaginal.

Para o segundo e terceiro método ocorreram exatamente os mesmos fenómenos que aconteceram na primeira abordagem. Através de todos os métodos foi possível concluir que o fator tempo é o principal responsável para ocorrer uma variação do fluxo de calor e da temperatura ao longo da cavidade pélvica.

4.3.4 – Simulação com imposição do mesmo fluxo de calor

Nesta subsecção foram realizadas simulações com o objetivo de demonstrar como é que a distribuição de temperatura se comporta ao longo do tempo com a aplicação do mesmo fluxo de calor. Para este efeito foram utilizados quatro intervalos de tempo diferentes: 15, 30, 60 e 180 segundos, tal como nas simulações anteriores.

Neste estudo, apenas foi utilizado o primeiro método, uma vez que nesta subsecção o objetivo não é fazer uma comparação entre métodos, mas apenas visualizar a variação de temperaturas para um fluxo constante. Foi aplicado um fluxo de calor na terceira porção do canal vaginal com um valor igual a 7.8 mW.mm^{-2} , valor obtido na Tabela 4.5 da secção 4.1.

De seguida é demonstrada uma figura referente à distribuição de temperaturas ao longo do tempo. Através desta imagem é possível ainda visualizar as regiões afetadas pelo fluxo de calor.

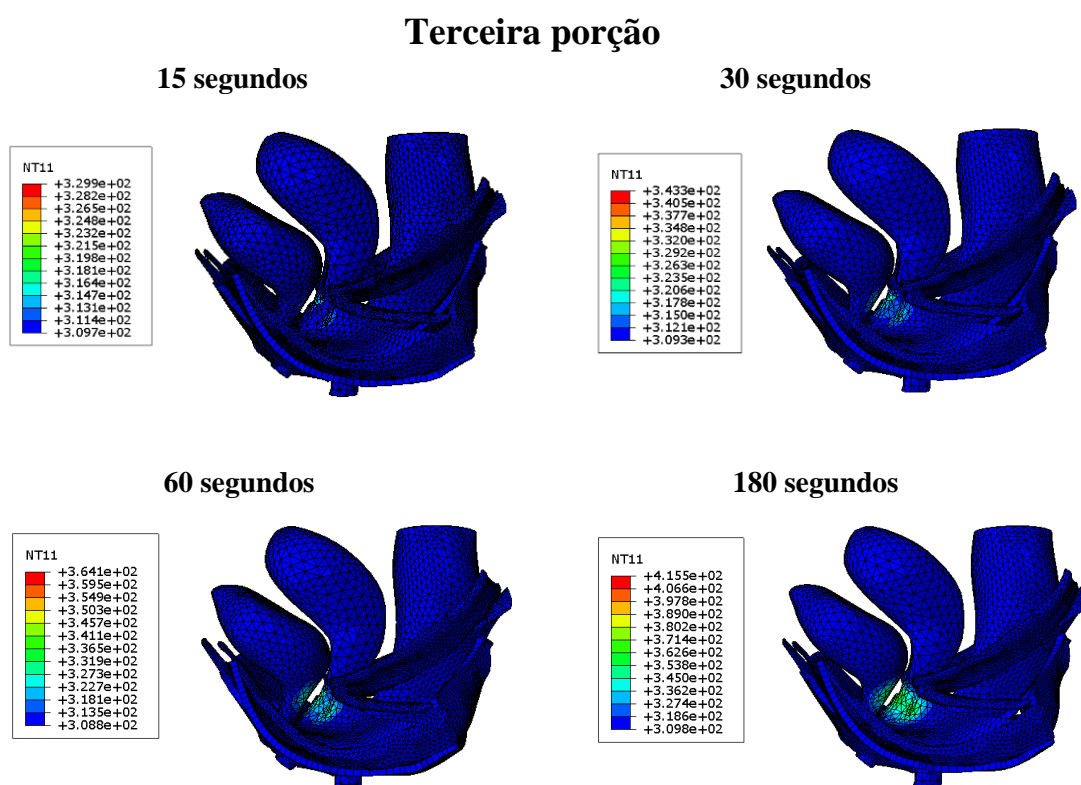


Figura 4.58 - Distribuição da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com um fluxo constante aplicado na terceira porção do canal vaginal.

De seguida são apresentados os valores de temperatura em cada estrutura pélvica para os quatro intervalos de tempo definidos (15, 30, 60 e 180 segundos). Tal como nas subsecções anteriores apenas estão demonstradas as representações gráficas referentes aos intervalos de tempo de 15 e 60 segundos.

Terceira porção

Tabela 4.26 – Temperatura máxima nas estruturas pélvicas para os quatro intervalos de tempo (15, 30, 60 e 180 segundos) para um fluxo constante – terceira porção do canal vaginal.

	Temperatura máxima [°C]			
	15 segundos	30 segundos	60 segundos	180 segundos
Vagina	57°C	70°C	91°C	142°C
Bexiga	40°C	45°C	55°C	87°C
Uretra	40°C	45°C	55°C	87°C
Ligamentos cardinais	40°C	44°C	51°C	70°C
Fáscia endopélvica	41°C	48°C	61°C	96°C
Reto	37°C	39°C	43°C	63°C

Temperaturas para um fluxo de calor constante - 15 segundos

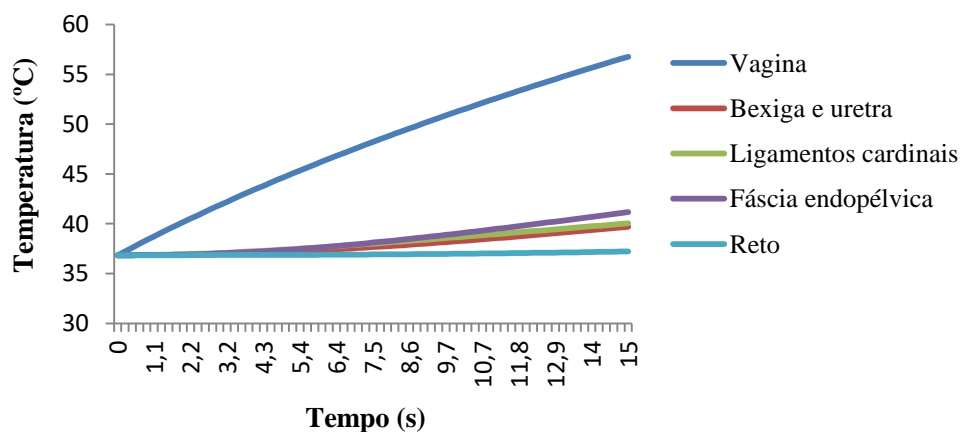


Figura 4.59 - Evolução da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (15 segundos).

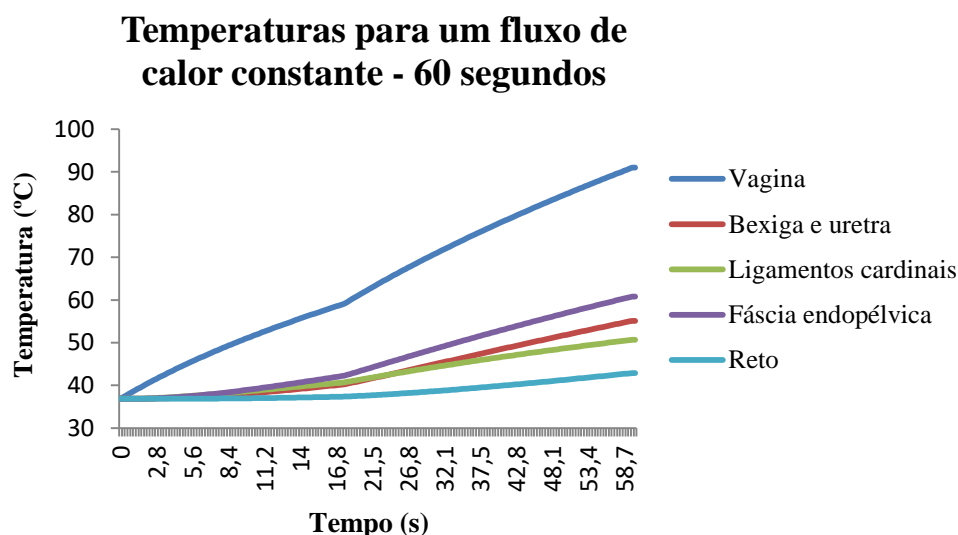


Figura 4.60 - Evolução da temperatura nas estruturas da cavidade pélvica com o fator tempo (60 segundos).

Através dos resultados obtidos é possível concluir que à medida que o fator tempo aumenta, a temperatura nos tecidos também aumenta. Foi verificado também que a partir de 30 segundos ocorrem danos nos tecidos pélvicos, uma vez que a vagina atinge temperaturas de 70 °C.

4.4 – Discussão de resultados

Nas secções 4.3.1, 4.3.2, 4.3.3 foram apresentadas diferentes formas de simular a atuação do laser intravaginal. Estas simulações térmicas tinham como objetivo a determinação do fluxo máximo ao longo de quatro intervalos de tempo diferentes: 15, 30, 60 e 180 segundos. Adicionalmente foram analisadas as regiões afetadas pelo fluxo de calor e as temperaturas máximas em cada estrutura da cavidade pélvica feminina.

Antes de se proceder a uma análise mais específica em relação às simulações realizadas é necessário fazer uma validação do fluxo de calor máximo obtido. O fluxo de calor irá ser comparado e validado de acordo com o valor 7.8 mW.mm^{-2} , valor obtido na Tabela 4.5 da secção 4.1. Tendo em consideração que este parâmetro foi adquirido numa simulação onde o fluxo de calor foi aplicado na camada vaginal durante 15 segundos, apenas é possível fazer comparações durante esse período de tempo. O método com os melhores resultados ao nível da validação é o segundo método, uma vez que as aproximações dos fluxos máximos rondam um valor médio de 98%, para uma temperatura máxima de 59 °C. Em contrapartida, o terceiro método apresentou os valores mais discrepantes neste estudo, na ordem dos 91%, para todas as porções. É de referir que esta validação pode não ser a mais eficiente, uma vez que se está a fazer comparações entre fluxos de calor de uma ‘placa’ 3D com um modelo da cavidade pélvica, estrutura muito mais complexa.

Através da realização dos três métodos foi possível concluir que à medida que a variável tempo aumenta, o fluxo máximo diminui. Basicamente, o fluxo de calor passa de valores na ordem dos $7.87 \pm 0.23 \text{ mW.mm}^{-2}$ aos 15 segundos para $1.49 \pm 0.26 \text{ mW.mm}^{-2}$ aos 180 segundos, no caso do segundo método. Isto sugere que à medida que o fator tempo vai aumentando, o fluxo

de calor induzido num determinado local terá de diminuir, de forma a não aumentar a temperatura acima dos 59 °C, o que provocará danos nos tecidos biológicos.

O fator tempo também é uma variável importante na distribuição de temperatura ao longo da cavidade pélvica e na temperatura máxima atingida por cada estrutura anatômica. Quando é efetuado um aumento no intervalo de tempo, a região afetada e a temperatura em cada região aumentam na mesma proporção. Para o primeiro método, quando o fluxo máximo é imposto na última porção circunferencial, a temperatura na uretra passa dos 40 °C aos 15 segundos para 44 °C aos 180 segundos. É de salientar que a vagina é a única estrutura que apresenta um valor constante ao longo de todas as simulações, uma vez que é o local onde o fluxo máximo é imposto. Desta forma, a temperatura máxima de 59 °C será sempre atingida no canal vaginal.

As estruturas anatômicas afetadas têm uma relação direta com o local onde o fluxo de calor é aplicado. Nos três métodos utilizados foi possível verificar que quando o fluxo de calor atua nas porções iniciais do canal vaginal as estruturas pélvicas que sofrem maior variação de calor são a vagina, a bexiga, a fâscia endopélvica e os ligamentos uterosacrais e cardinais. À medida que o fluxo de calor vai sendo aplicado nas últimas porções, as regiões mais afetadas são a vagina, a uretra, os ligamentos pubouretrais, a fâscia endopélvica e o *levator ani*.

Após ter sido feita uma análise mais generalizada em relação ao que aconteceu nos três métodos, foi necessário fazer uma comparação entre os mesmos para uma melhor compreensão dos fenómenos existentes.

Neste estudo, o segundo método utilizado foi o que apresentou maior área de superfície de atuação laser, isto é, o fluxo máximo foi inserido ao longo de áreas maiores. O terceiro método apresentou a área de superfície menor, uma vez que foram utilizadas porções anteriores no canal vaginal. Relativamente ao primeiro método, foram definidas porções circunferenciais, ou seja, com maior área de superfície em comparação com as porções anteriores. Fazendo uma comparação entre os três métodos executados pode-se concluir que o segundo método apresenta os menores valores de fluxo em todos os intervalos de tempo. Em contrapartida, o terceiro método apresentou valores de fluxo mais elevados. Desta forma, é possível afirmar que quando o fluxo de calor atua numa maior área de superfície, o seu valor tende a diminuir.

O segundo método foi o que apresentou um maior número de estruturas afetadas em todas as porções pela propagação de calor. Isto ocorreu, pois neste procedimento o fluxo máximo foi aplicado numa área de superfície maior, como já referido, atingindo um maior número de estruturas pélvicas. Em contrapartida, o terceiro método apresentou um menor número de componentes atingidas. É de referir que o primeiro e o segundo método foram os únicos onde o reto foi atingido, sendo que só a partir dos 30 segundos é que este fenómeno ocorreu.

Neste estudo foram também analisados os valores de fluxo de calor máximo entre as várias porções do canal vaginal para cada método. Por exemplo, no caso do terceiro método o fluxo na primeira, segunda e terceira porção apresenta um valor de 8.10, 7.75 e 8.85 mW.mm⁻² aos 15 segundos, no entanto aos 30 segundos de simulação, os valores são os seguintes: 5.0, 5.10 e 5.70 mW.mm⁻². É possível visualizar através da comparação destes valores que não existe uma linha de raciocínio lógica entre eles, o que pode advir de várias razões. Poderá ser influenciado pelo comprimento, largura e altura de cada porção utilizada, uma vez que o canal vaginal não é uma estrutura linear. E ainda poderá estar relacionado com as propriedades térmicas das estruturas adjacentes à vagina, nomeadamente a condutividade térmica. Em relação ao comprimento foi verificado que este não afeta o valor do fluxo de calor. No que diz respeito à largura, este fator pode influenciar os valores do fluxo de calor, ou seja, para uma maior largura é necessário impor um maior fluxo. Para a altura ocorre precisamente o contrário. A condutividade térmica

das estruturas adjacentes à vagina também influencia o valor de fluxo de calor. Foi analisado que para maiores condutividades térmicas nas estruturas adjacentes, é necessário impor valores de fluxo maiores, sendo mais visível para intervalos de tempo maiores. As simulações que permitiram inferir estas conclusões foram realizadas na ‘placa’ 3D, e encontram-se em Anexo.

Na secção 4.3.4 foi realizada uma simulação adicional com o intuito de verificar como ocorre a variação de temperatura para um fluxo de calor constante. Através desta simulação foi possível concluir que à medida que o fator tempo aumenta, a temperatura nos tecidos pélvicos também aumenta. Nesta simulação, a vagina atingiu a temperatura de 57 °C aos 15 segundos e 142 °C aos 180 segundos. De forma a evitar estas mudanças, é necessário aplicar valores de fluxo menores à medida que o tempo aumenta para evitar estes danos, situação verificada nas secções 4.3.1, 4.3.2 e 4.3.3.

Na presente dissertação foram utilizados três métodos diferentes para a atuação do laser intravaginal, como já foi referido. Apesar do segundo método apresentar os melhores resultados em termos de validação, não é possível concluir qual o melhor método a utilizar em todos os casos. Esta escolha não pode ocorrer, uma vez que existem inúmeras disfunções pélvicas com gravidade e sintomas específicos. Desta forma, é necessário implementar o método adequado para cada tipo de situação. No entanto, o primeiro e o terceiro método demonstram ser os mais adequados para reduzir os sintomas da IUE, uma vez que a temperatura nas estruturas pélvicas (vagina, bexiga, *levator ani*, uretra e fáscia) é mais alta e conseqüentemente poderá influenciar a regeneração de colagénio e elastina. Estas conclusões vão de encontro aos procedimentos utilizados atualmente em testes *in vivo* como foi demonstrado por Ivan et al. [6] e Ogrinc et al. [16].

Capítulo 5

Conclusão

O tratamento a laser é uma técnica inovadora, eficaz e com menores efeitos colaterais em relação às técnicas existentes. Este tratamento promove a remodelação do tecido conjuntivo e a produção de colagénio e fibras elásticas, componentes importantes nas estruturas de suporte do pavimento pélvico. Devido a isto, é possível que disfunções como a IUE e a AVV possam ser atenuadas ou mesmo revertidas.

O problema do tratamento a laser reside nos locais exatos da sua atuação, uma vez que estes não são completamente conhecidos, nem há qualquer existência de um estudo biomecânico nesta área. Assim, este trabalho teve como objetivo simular, através de métodos numéricos, diferentes formas de atuação do laser intravaginal. Para o efeito, foram determinados valores de fluxo máximo ao longo de quatro intervalos de tempo distintos: 15, 30, 60 e 180 segundos. Adicionalmente foram analisadas as regiões afetadas pelo fluxo de calor e as temperaturas máximas em cada estrutura da cavidade pélvica feminina. É de salientar que todas as simulações foram realizadas de forma a evitar danos tecidos pélvicos, ou seja, que a temperatura não fosse superior a 59 °C.

O primeiro método utilizado correspondia a um procedimento onde o fluxo de calor foi imposto ao longo de cinco porções circunferenciais do canal vaginal, sem ocorrer sobreposição das mesmas. O segundo método era muito idêntico ao método anterior, contudo nesta abordagem ocorreu sobreposição das porções vaginais. O terceiro método era uma metodologia correspondente à imposição do fluxo de calor ao longo de cinco porções anteriores do canal vaginal.

Após terem sido realizadas todas as simulações térmicas para os três métodos em estudo foi possível concluir que o fator tempo é o principal responsável pela variação do fluxo de calor máximo. Basicamente, à medida que o tempo aumenta, o fluxo de calor máximo diminui. Também foi verificado que com o aumento do intervalo de tempo, a região afetada e a temperatura em cada estrutura pélvica aumentam proporcionalmente.

Em termos de área de superfície de atuação laser foi concluído que quando o fluxo de calor atua numa área maior, o seu valor tende a diminuir. O segundo método (ao longo de todo o canal vaginal) foi o que apresentou menores valores de fluxo de calor, uma vez que apresentou a maior área de superfície neste estudo.

Nos três métodos utilizados foi possível verificar que quando o fluxo de calor atua nas porções craniais do canal vaginal, as estruturas pélvicas que sofrem maior variação de temperatura

são a vagina, a bexiga, a fáscia endopélvica e os ligamentos uterosacrais e cardinais. À medida que o fluxo de calor vai sendo aplicado nas porções caudais, as regiões mais afetadas são a vagina, a uretra, os ligamentos pubouretrais, a fáscia endopélvica e o *levator ani*.

Para cada método utilizado verificou-se que os valores de fluxo de calor em cada porção não apresentam uma linha de raciocínio lógica entre eles. Isto pode advir de inúmeras razões, desde o comprimento, largura e altura de cada porção do canal vaginal e das propriedades térmicas das estruturas adjacentes à vagina, nomeadamente a condutividade térmica. Para o comprimento foi verificado que o valor do fluxo de calor máximo não varia com o mesmo. Em relação à largura e condutividade térmica foi verificado que para valores maiores destas variáveis é necessário impor um fluxo de calor maior. Em relação à altura ocorre precisamente o contrário.

Nesta dissertação concluiu-se que o primeiro e o segundo método foram os únicos onde o reto foi atingido, fenómeno ocorrido apenas a partir dos 30 segundos. Por esta razão, seria interessante se estes métodos fossem utilizados na IF e no POP, principalmente quando ocorre um retocelo. Também nestes dois métodos verificou-se que a temperatura nas estruturas pélvicas (vagina, bexiga, fáscia, reto, ligamentos uterosacrais e cardinais) é mais elevada, o que poderá influenciar a regeneração de colagénio e elastina. Desta forma, é possível inferir que estes métodos podem ser adequados para o tratamento ou atenuação dos sintomas de qualquer tipo prolapso. Contudo, no caso da IUE o primeiro e o terceiro método demonstraram ser os mais adequados ao nível deste estudo. Isto foi concluído, pois estruturas como a vagina, uretra, fáscia, bexiga e *levator ani* apresentaram temperaturas mais altas nestes procedimentos. É de salientar que a utilização desta terapia a laser associada à reabilitação teria possivelmente maiores taxas de sucesso.

Este estudo biomecânico com a utilização do MEF permitiu inferir possíveis locais onde o laser possa atuar para uma posterior remodelação do tecido vaginal. Isto é de extrema importância, uma vez que após o conhecimento destas zonas, médicos e outros especialistas poderão ter uma perceção mais realista dos locais em que o laser deve atuar, de forma a reduzir os sintomas associados às várias disfunções pélvicas. Este trabalho com melhoramentos poderá, no futuro, contribuir para o desenvolvimento de um laser que atue na região pélvica de forma mais precisa e eficaz, levando a um aumento da qualidade de vida destas pacientes.

5.1 – Trabalhos futuros

Após a conclusão das diferentes simulações, torna-se evidente que o modelo utilizado ainda necessita de melhorias. Posteriormente irá ser necessário incluir na simulação numérica os vasos sanguíneos e os fluidos referentes às várias estruturas, de forma a modelar a convecção nos tecidos pélvicos.

A validação desta dissertação também pode ser melhorada, uma vez que se realizou comparações entre fluxos de calor de uma ‘placa’ 3D com um modelo da cavidade pélvica, estrutura muito mais complexa.

No futuro, com os melhoramentos propostos, este modelo poderá tornar-se uma ferramenta valiosa para simular a transferência de calor nos tecidos pélvicos.

Anexos

Anexo A: Variação do fluxo de calor máximo com vários fatores

Nesta secção foram realizadas quatro simulações com o objetivo de verificar a variação do fluxo de calor máximo para quatro variáveis distintas. Estas variáveis são o comprimento, a altura e a largura da camada vaginal e a condutividade térmica das estruturas adjacentes a esta camada. Todas estas simulações tiveram como intuito a obtenção de um fluxo que não permita que a distribuição de temperaturas ultrapasse os 332.15 K (59 ° C). É de salientar que todos estes testes foram realizados na “placa” 3D durante 15 segundos.

Simulações

1ª Simulação: Comprimento da camada vaginal

Esta simulação tem como objetivo verificar como varia o fluxo de calor quando é aplicado num comprimento de 5 e 25 mm.

Na Tabela A.1 são apresentados os valores do fluxo de calor máximo e os resultados da distribuição de temperatura para os diferentes comprimentos utilizados.

Tabela A.1 – Fluxo de calor máximo para um comprimento de 5 mm e 25 mm.

	Comprimento de 5 mm	Comprimento de 25 mm
Fluxo máximo [mW.mm ⁻²]	7.80	7.80

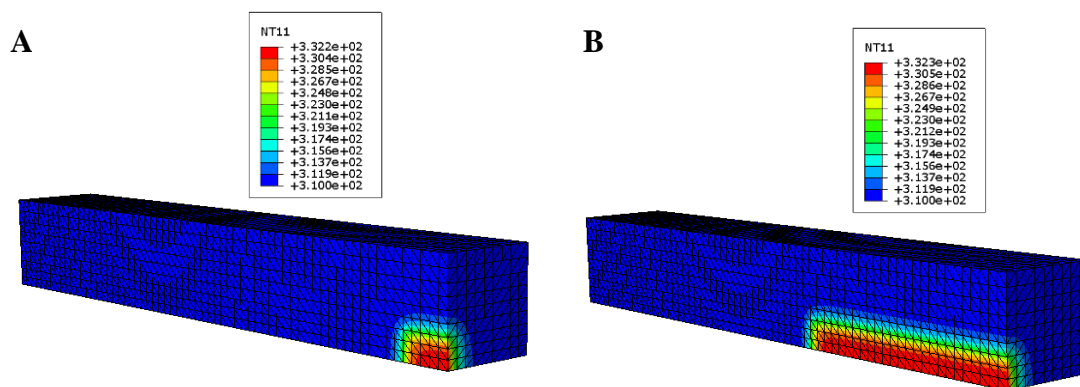


Figura A.1 – Distribuição de temperatura (K) para um comprimento de 5 mm (A) e 25 mm (B). NT11 – Temperatura nodal.

2ª Simulação: Altura da camada vaginal

Esta simulação tem como objetivo verificar como varia o fluxo de calor quando é aplicado numa altura de 2.7 e 3.3 mm.

Na Tabela A.2 são apresentados os valores do fluxo de calor máximo e os resultados da distribuição de temperatura para as diferentes alturas utilizadas.

Tabela A.2 – Fluxo de calor máximo para uma altura de 2.7 mm e 3.3 mm.

	Altura de 2.7 mm	Altura de 3.3 mm
Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]	7.80	7.65

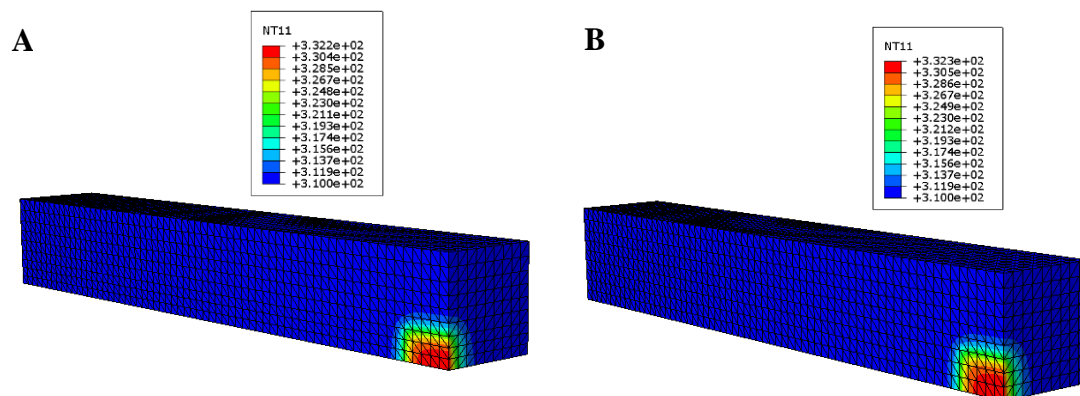


Figura A.2 – Distribuição de temperatura (K) para uma altura de 2.7 mm (A) e 3.3 mm (B). NT11 – Temperatura nodal.

3ª Simulação: Largura da camada vaginal

Esta simulação tem como objetivo verificar como varia o fluxo de calor quando é aplicado numa largura de 9.4 e 10 mm.

Na Tabela A.3 são apresentados os valores do fluxo de calor máximo e os resultados da distribuição de temperatura para as diferentes larguras utilizadas.

Tabela A.3 – Fluxo de calor máximo para uma largura de 9.4 mm e 10 mm.

	Largura de 9.4 mm	Largura de 10 mm
Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]	7.80	8.35

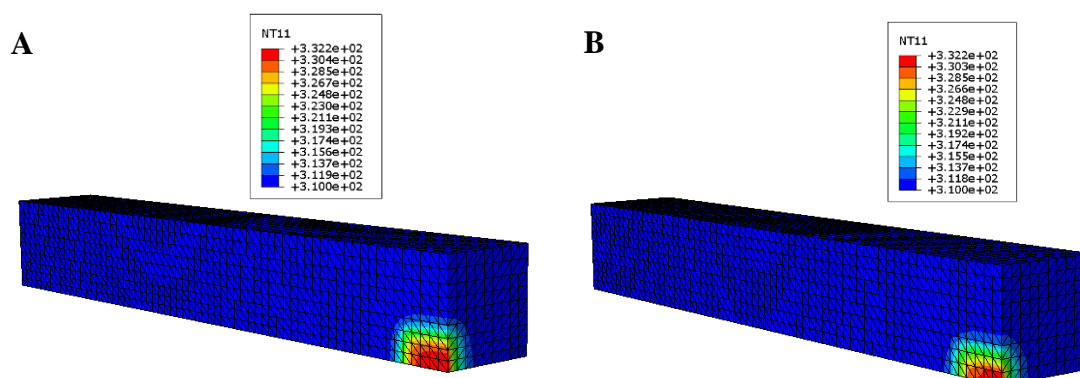


Figura A.3 – Distribuição de temperatura (K) para uma largura de 9.4 mm (A) e 10 mm (B). NT11 – Temperatura nodal.

4ª Simulação: Condutividade térmica das estruturas adjacentes à camada vaginal

Esta simulação tem como objetivo verificar como varia o fluxo de calor para uma condutividade térmica de $0.47 \text{ mW} \cdot \text{mm}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ e $1.5 \text{ mW} \cdot \text{mm}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ na fáscia endopélvica. Este valor foi inserido na fáscia, uma vez que esta é a estrutura adjacente à camada vaginal.

Na Tabela A.4 são apresentados os valores do fluxo de calor máximo e os resultados da distribuição de temperatura para as diferentes condutividades utilizadas.

Tabela A.4 – Fluxo de calor máximo para uma condutividade térmica na fáscia de $0.47 \text{ mW} \cdot \text{mm}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$ e $1.5 \text{ mW} \cdot \text{mm}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$.

	Condutividade térmica de $0.47 \text{ mW} \cdot \text{mm}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$	Condutividade térmica de $1.5 \text{ mW} \cdot \text{mm}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$
Fluxo máximo [$\text{mW} \cdot \text{mm}^{-2}$]	7.80	7.90

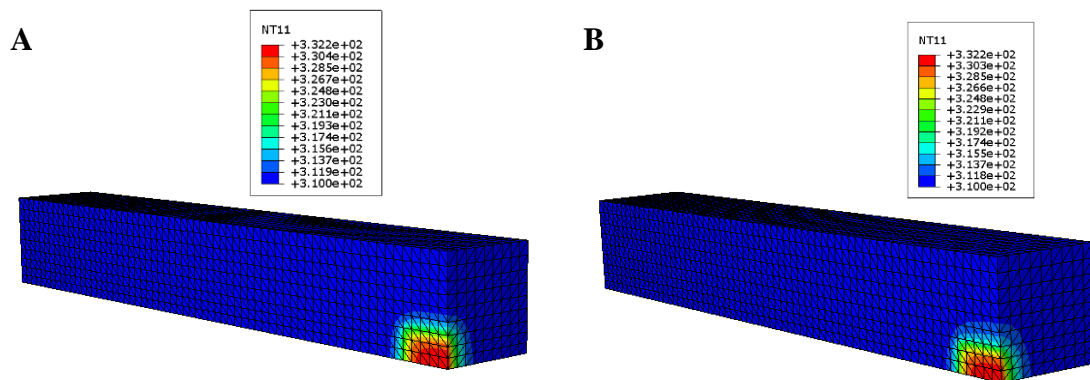


Figura A.4 – Distribuição de temperatura (K) para uma condutividade térmica na fásia de $0.47 \text{ mW.mm}^{-1}\text{.K}^{-1}$ (A) e $1.5 \text{ mW.mm}^{-1}\text{.K}^{-1}$ (B). NT11 – Temperatura nodal.

Tal como foi esperado os resultados anteriores demonstraram que determinadas variáveis têm influência no valor do fluxo de calor máximo. Em relação à largura foi verificado que para uma maior largura é necessário impor um maior fluxo, sendo que para a altura ocorre precisamente o contrário. No que diz respeito à condutividade térmica das estruturas adjacentes, para uma maior condutividade térmica é necessário aplicar um fluxo maior para atingir uma temperatura de 59°C . O comprimento foi o único fator que não demonstrou ter qualquer influência na variação do fluxo de calor.

Referências

- [1] S. D. Abramowitch, A. Feola, Z. Jallah, and P. A. Moalli, “Tissue mechanics , animal models , and pelvic organ prolapse: A review,” *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, pp. 146–158, 2009.
- [2] S. Kim, M. A. Harvey, and S. Johnston, “A Review of the Epidemiology and Pathophysiology of Pelvic Floor Dysfunction: Do Racial Differences Matter?,” *J. Obstet. Gynaecol. Canada*, vol. 27, no. 3, pp. 251–259, 2005.
- [3] J. I. Pardo, V. R. Solà, and A. A. Morales, “Treatment of female stress urinary incontinence with Erbium-YAG laser in non-ablative mode,” *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, vol. 204, pp. 1–4, 2016.
- [4] A. Perino *et al.*, “Vulvo-vaginal atrophy: A new treatment modality using thermo-ablative fractional CO₂ laser,” *Maturitas*, vol. 80, no. 3, pp. 296–301, 2015.
- [5] C. Karcher and N. Sadick, “Vaginal rejuvenation using energy-based devices,” *Int. J. Women’s Dermatology*, vol. 2, no. 3, pp. 85–88, 2016.
- [6] F. Ivan, F. G. Štefica, and F. Nikola, “Minimally invasive laser procedure for early stages of stress urinary incontinence (SUI),” vol. 2012, no. 1, pp. 67–74, 2012.
- [7] R. M. Alinsod, “Temperature Controlled Radiofrequency for Vulvovaginal Laxity,” *Prime J.*, vol. August, no. 4, pp. 16–21, 2015.
- [8] H. Jelínková, *Introduction: the history of lasers in medicine*. Woodhead Publishing Limited, 2013.
- [9] M. E. T. Silva *et al.*, “Biomechanical properties of the pelvic floor muscles of continent and incontinent women using an inverse finite element analysis,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 20, no. 8, pp. 842–852, 2017.
- [10] S. S. Rao, *The Finite Element Method in Engineering*, Fourth. Elsevier Science & Technology Books, 2004.
- [11] N. Zerbinati *et al.*, “Microscopic and ultrastructural modifications of postmenopausal atrophic vaginal mucosa after fractional carbon dioxide laser treatment,” *Lasers Med. Sci.*, vol. 30, no. 1, pp. 429–436, 2014.
- [12] S. Salvatore *et al.*, “Sexual function after fractional microablative CO₂ laser in women with vulvovaginal atrophy,” pp. 1–7, 2014.
- [13] S. Salvatore *et al.*, “Histological study on the effects of microablative fractional CO₂ laser on atrophic vaginal tissue: An ex vivo study,” *Menopause*, vol. 22, no. 8, pp. 845–849, 2015.
- [14] L. S. Millheiser, R. N. Pauls, S. J. Herbst, and B. H. Chen, “Radiofrequency Treatment

- of Vaginal Laxity after Vaginal Delivery: Nonsurgical Vaginal Tightening,” *J. Sex. Med.*, vol. 7, no. 9, pp. 3088–3095, 2010.
- [15] Y. Sekiguchi *et al.*, “Laxity of the vaginal introitus after childbirth: Nonsurgical vaginal tissue restoration and improved sexual satisfaction with an office procedure of low-energy radiofrequency thermal therapy,” *G. Ital. di Ostet. e Ginecol.*, vol. 35, no. 1, pp. 328–334, 2013.
- [16] U. B. Ogrinc, S. Sen, H. Lenasi, and Ā. Md, “Novel Minimally Invasive Laser Treatment of Urinary Incontinence in Women,” vol. 697, pp. 689–697, 2015.
- [17] Y. W. Tien, S. M. Hsiao, C. N. Lee, and H. H. Lin, “Effects of laser procedure for female urodynamic stress incontinence on pad weight, urodynamics, and sexual function,” *Int. Urogynecol. J. Pelvic Floor Dysfunct.*, no. 8, pp. 1–8, 2016.
- [18] M. Blaganje, D. Šćepanović, L. Žgur, I. Verdenik, F. Pajk, and A. Lukanović, “Non-ablative Er:YAG laser therapy effect on stress urinary incontinence related to quality of life and sexual function: A randomized controlled trial,” *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, vol. 224, pp. 153–158, 2018.
- [19] G. Ghoniem and W. Davila, “Practical Guide to Female Pelvic Medicine,” *Taylor Fr.*, 2006.
- [20] V. De Graaff, *Human Anatomy*, Sixth Edit. 2001.
- [21] M. P. L. Parente, “Biomechanics of the Pelvic Floor during Vaginal delivery,” *PhD thesis, Fac. Eng. da Univ. do Porto*, 2008.
- [22] S. Paramasivam, A. Proietto, and M. Puvaneswary, “Pelvic anatomy and MRI,” *Best Pract. Res. Clin. Obstet. Gynaecol.*, vol. 20, no. 1, pp. 3–22, 2006.
- [23] R. L. Drake, A. W. Vogl, and A. W. M. Mitchell, *GRAY’S Anatomy for Students*, Second Edi. .
- [24] S. L. A. P. Martins, “Experimental and numerical studies of soft biological tissues,” *PhD thesis, Fac. Eng. da Univ. do Porto*, 2010.
- [25] M. E. T. Silva, “Estudo Biomecânico de um Feto Durante um Parto Vaginal,” *Tese, Fac. Eng. da Univ. do Porto*, 2012.
- [26] M. M. Corton, “Anatomy of the Pelvis: How the Pelvis Is Built for Support,” vol. 48, no. 3, pp. 611–626, 2005.
- [27] D. R. Hickling, T. Sun, and X. Wu, “Anatomy and Physiology of the Urinary Tract: Relation to Host Defense and Microbial Infection,” vol. 3, no. 4, pp. 1–29, 2016.
- [28] D. Wood and T. Greenwell, “Surgical anatomy of the kidney and ureters,” *Surgery*, pp. 4–6, 2016.
- [29] V. Mahadevan, “Anatomy of the lower urinary tract,” *Surgery*, pp. 1–8, 2016.
- [30] M. M. Hoosein and A. Rajesh, “MR Imaging of the Urinary Bladder,” *Magn. Reson. Imaging Clin. NA*, vol. 22, no. 2, pp. 129–134, 2014.
- [31] J. R. Berman, L. A. Berman, and K. A. Kanaly, “Female Sexual Dysfunction: New Perspectives on Anatomy, Physiology, Evaluation and Treatment,” vol. 1, pp. 166–177, 2003.
- [32] C. R. B. Beckmann, F. W. Ling, B. M. Barzansky, W. N. P. Herbert, D. W. Laube, and Roger P. Smith, *Obstetrics and Gynecology*, Sixth Edit. .
- [33] P. Solan and B. Davis, “Anorectal Anatomy and Imaging Techniques,” *Gastroenterol. Clin. NA*, vol. 42, no. 4, pp. 701–712, 2013.
- [34] V. Mahadevan, “Anatomy of the rectum and anal canal,” *Surgery*, vol. 35, no. 3, pp. 121–125, 2016.

- [35] G. A. Santoro, A. H. Sultan, and M. B. Chb, "Pelvic floor anatomy and imaging," *Semin. Colon Rectal Surg.*, vol. 27, no. 1, pp. 5–14, 2016.
- [36] S. M. Eickmeyer, "Anatomy and Physiology of the Pelvic Floor," *Phys. Med. Rehabil. Clin. NA*, 2017.
- [37] G. Khatri, A. D. De Leon, and M. E. L. Mph, "MR Imaging of the Pelvic Floor," *Magn. Reson. Imaging Clin. NA*, vol. 25, no. 3, pp. 457–480, 2017.
- [38] M. D. Barber, R. E. Bremer, K. B. Thor, P. C. Dolber, T. J. Kuehl, and K. W. Coates, "Innervation of the female levator ani muscles," pp. 64–71, 2002.
- [39] T. Da Roza, R. N. Jorge, T. Mascarenhas, and J. A. Duarte, "Urinary Incontinence in Sport Women: from Risk Factors to Treatment – A Review," pp. 77–84, 2013.
- [40] N. Price, R. Dawood, and S. R. Jackson, "Maturitas Pelvic floor exercise for urinary incontinence: A systematic literature review," *Maturitas*, vol. 67, no. 4, pp. 309–315, 2010.
- [41] M. Gambacciani and S. Palacios, "Laser therapy for the restoration of vaginal function," *Maturitas*, vol. 99, pp. 10–15, 2017.
- [42] J. Yuk, J. H. Lee, J. Hur, and J. Shin, "The prevalence and treatment pattern of clinically diagnosed pelvic organ prolapse: a Korean National Health Insurance study 2009 – 2015," *Sci. Rep.*, pp. 4–9, 2018.
- [43] I. Giarenis and D. Robinson, "Prevention and management of pelvic organ prolapse," vol. 8, pp. 1–8, 2014.
- [44] M. D. Barber and C. Maher, "Epidemiology and outcome assessment of pelvic organ prolapse," *Int. Urogynecol. J.*, vol. 24, no. 11, pp. 1783–1790, 2013.
- [45] I. Kuncharapu, B. A. Majeroni, and D. W. Johnson, "Pelvic organ prolapse," *Am. Fam. Physician*, vol. 81, no. 9, pp. 1111–1117, 2010.
- [46] M. A. (eds) Shaw R, Luesley D, "Pelvic Organ Prolapse," *Gynaecol. Urogynaecology Sect.*, pp. 154–161, 2010.
- [47] Wysocki, S. Kingsberg, and M. Krychman, "Management of Vaginal Atrophy: Implications from the REVIVE Survey," *Clin. Med. Insights Reprod. Heal.*, p. 23, 2014.
- [48] M. B. Mac Bride, D. J. Rhodes and L. T. Shuster, "Vulvovaginal Atrophy," *Concise Rev. Clin.*, vol. 85, no. 1, pp. 87–94, 2009.
- [49] C. Domoney, "Treatment of vaginal atrophy," *Women's Heal.*, vol. 10, no. 2, pp. 191–200, 2014.
- [50] N. S. Ruiz and A. M. Kaiser, "Fecal incontinence - Challenges and solutions," *World J. Gastroenterol.*, vol. 23, no. 1, pp. 11–24, 2017.
- [51] I. Meyer and H. E. Richter, "Impact of Fecal Incontinence and Its Treatment on Quality of Life in Women," *Womens Heal.*, vol. 11, no. 2, pp. 225–238, 2015.
- [52] J. Y. Wang and M. A. Abbas, "Current Management of Fecal Incontinence," *Perm. J.*, vol. 17, no. 3, pp. 65–73, 2013.
- [53] I. Faiena, N. Patel, J. S. Parihar, M. Calabrese, and H. Tunuguntla, "Conservative Management of Urinary Incontinence in Women.," *Rev. Urol.*, vol. 17, no. 3, pp. 129–39, 2015.
- [54] A. R. Silva, "Estudo Biomecânico da Cavidade Pélvica da Mulher," Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, 2012.
- [55] K. Jundt, U. Peschers, and H. Kentenich, "The investigation and treatment of female pelvic floor dysfunction.," *Dtsch. Ärzteblatt Int.*, vol. 112, no. 33–34, pp. 564–74, 2015.
- [56] G. N. Correia, V. S. Pereira, H. S. Hirakawa, and P. Driusso, "Effects of surface and

- intravaginal electrical stimulation in the treatment of women with stress urinary incontinence: Randomized controlled trial,” *Eur. J. Obstet. Gynecol. Reprod. Biol.*, vol. 173, no. 1, pp. 113–118, 2014.
- [57] I. K. Ibrahim, M. M. A. Hameed, E. M. Taher, E. M. Shaheen, and M. S. A. G. Elsayy, “Efficacy of biofeedback-assisted pelvic floor muscle training in females with pelvic floor dysfunction,” *Alexandria J. Med.*, vol. 51, no. 2, pp. 137–142, 2015.
- [58] V. Pergialiotis, A. Prodromidou, D. N. Perrea, and S. K. Doumouchtsis, “A systematic review on vaginal laser therapy for treating stress urinary incontinence: Do we have enough evidence?,” pp. 1445–1451, 2017.
- [59] S. Shamout and L. Campeau, “review Stress urinary incontinence in women : Current and emerging therapeutic options,” vol. 11, no. 6, 2017.
- [60] Jonathan W. Valvano, “Bioheat Transfer,” in *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation*, Second Edi., 2007, pp. 188–197.
- [61] E. Units, “Overview of Heat Transfer,” pp. 1–42.
- [62] A. Zolfaghari and M. Maerefat, “Bioheat Transfer,” pp. 153–170, 2011.
- [63] J. W. Valvano, “Bioheat transfer,” *Encycl. Med. Devices Instrum.*, no. 4, pp. 1–10, 2005.
- [64] Elza Maria Morais Fonseca, “Análise por Elementos Finitos do Comportamento Térmico de Elementos Estruturais,” *PhD thesis, Fac. Eng. da Univ. do Porto*, 2003.
- [65] S. Rao and M. Rajan, “Heat Production and Loss,” *Updat. Anaesth.*, pp. 182–187.
- [66] Bruno Souza Alves, C. F. P. Júnior, Evandro Erbs, and W. P. Rocha, “Transferência de Calor Aplicada à Eletrônica: Dissipação de Calor em Processadores,” *Univ. Reg. Blumenau - FURB*, pp. 1–20, 2016.
- [67] M. Boord, “Laser in Dermatology,” *Clin. Tech. Small Anim. Pract.*, vol. 21, pp. 145–149, 2006.
- [68] M. A. Ansari, M. Erfanzadeh, and E. Mohajerani, “Mechanisms of laser-tissue interaction: II. tissue thermal properties,” *J. Lasers Med. Sci.*, vol. 4, no. 3, pp. 99–106, 2013.
- [69] L. A. Hardy, C.-H. Chang, E. M. Myers, M. J. Kennelly, and N. M. Fried, “Computer Simulations of Thermal Tissue Remodeling during Transvaginal and Transurethral Laser Treatment of Female Stress Urinary Incontinence,” *Lasers Surg. Med.*, vol. 49, no. 2, pp. 198–205, 2017.
- [70] R. T. Kalathil, G. A. D. Souza, A. Bhattacharya, and R. K. Banerjee, “Uncertainty Analysis of the Core Body Temperature Under Thermal and Physical Stress Using a Three-Dimensional Whole Body Model,” *J. Heat Transfer*, vol. 139, pp. 1–10, 2017.
- [71] F. A. Duck, *Physical Properties of Tissue*. 1990.
- [72] “Chapter 3 , Lesson 1: What is Density?,” in *American Chemical Society*, 2016, pp. 154–243.
- [73] A. Brahme, *Comprehensive Biomedical Physics*. Elsevier, 2014.
- [74] C. R. Hill, J. C. Bamber, and G. R. Haar, *Physical Principles of Medical Ultrasonics*, Second. John Wiley & Sons, 2004.
- [75] “It’s Foundation.” [Online]. Available: <https://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/thermal-conductivity/>. [Accessed: 18-Dec-2017].
- [76] K. Giering, I. Lamprecht, and O. Minet, “Specific heat capacities of human and animal tissues,” *O. Eng. A. S. Trier*, vol. 2624, no. January 2017, 1996.
- [77] V. Thomée, “From finite differences to finite elements: A short history of numerical analysis of partial differential equations,” *J. Comput. Appl. Math.*, vol. 128, pp. 1–54,

2001.

- [78] J. M. R. S. Tavares, “Introdução ao Método dos Elementos Finitos,” *Fac. Eng. da Univ. do Porto*, pp. 1–105, 1998.
- [79] F. M. Azevedo, “Método dos elementos finitos,” *Fac. Eng. da Universidade do Porto*, 2003.
- [80] D. Roy, G. J. Steyer, M. Gargsha, M. E. Stone, and L. Wilson, “NIH Public Access,” vol. 292, no. 3, pp. 342–351, 2009.
- [81] M. Parente, T. Mascarenhas, A. Rita, I. Ramos, and R. Natal, “Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: Simulation of impairment of the pelvic ligaments,” vol. 48, pp. 217–223, 2015.